

Kefalometriai vizsgálatok Cone-Beam CT adatállományon arcreekonstrukciós műtétek tervezéséhez

Doktori értekezés

Dr. Dobai Adrienn

Semmelweis Egyetem
Klinikai Orvostudományok Doktori Iskola



Témavezető: Prof. Dr. Barabás József, Ph.D., egyetemi tanár,

Hivatalos bírálók: Dr. Tarján Ildikó, Ph.D., egyetemi tanár
Dr. Schuster György, Ph.D., egyetemi docens

Szigorlati bizottság elnöke: Dr. Fábián Tibor, professzor emeritus
Szigorlati bizottság tagjai: Dr. Rózsa Noémi Katinka, Ph.D., egyetemi docens
Prof. Dr. Olasz Lajos, Ph.D., egyetemi tanár,
professzor emeritus

Budapest
2018

Tartalom

1. BEVEZETÉS	4
1.1 A KEFALOMETRIA FEJLŐDÉSE.....	5
1.2 MŰTÉTI TERVEZÉS HAGYOMÁNYOS KEFALOMETRIA ALAPJÁN	7
1.2.1 Felvételtechnika	7
1.2.2 Kefalometriai elemzések kivitelezése teleröntgen felvételen.....	8
1.2.3 Hagyományos kefalometriai analízisek ismertetése.....	10
1.3 MŰTÉTI TERVEZÉS CONE-BEAM CT ADATÁLLOMÁNYON	17
1.3.1 Felvételtechnika	17
1.3.2 Kefalometriai elemzések kivitelezése CBCT adatállományon	20
2. CÉLKITŰZÉS	28
3. MÓDSZEREK	30
3.1 CRANIOVIEWER SZOFTVER	30
3.1.1 Megjelenítési módok.....	30
3.2 MINTAVÉTEL, KÉPELEMZÉS, STATISZTIKA	33
3.2.1 Projekt I.: Pontazonosíthatóság vizsgálata CBCT adatállományon.....	33
3.2.2 Projekt II.: Arcközépsík meghatározás CBCT adatállományon	36
3.2.3 Projekt III.: Orbitamodul megalkotása CBCT adatállományon.....	38
3.2.4 Projekt IV.: Alsó arckoponya elemzése CBCT adatállományon.....	43
4. EREDMÉNYEK	46
4.1 PROJEKT I.: PONTAZONOSÍTHATÓSÁG VIZSGÁLATA CBCT ADATÁLLOMÁNYON....	46
4.2 PROJEKT II.: ARCKÖZÉPSÍK MEGHATÁROZÁS CBCT ADATÁLLOMÁNYON	48
4.3 PROJEKT III.: ORBITAMODUL MEGALKOTÁSA CBCT ADATÁLLOMÁNYON.....	51
4.3.1. Orbitamodul alkalmazása a kutatásban.....	51
4.3.2. Orbitamodul alkalmazása a gyakorlatban.....	53
4.4 PROJEKT IV.: ALSÓ ARCKOPONYA ELEMZÉSE CBCT ADATÁLLOMÁNYON.....	54
5. MEGBESZÉLÉS	58
5.1 PROJEKT I.: PONTAZONOSÍTHATÓSÁG VIZSGÁLATA CBCT ADATÁLLOMÁNYON....	58
5.2 PROJEKT II.: ARCKÖZÉPSÍK MEGHATÁROZÁS CBCT ADATÁLLOMÁNYON	60
5.3 PROJEKT III.: ORBITAMODUL MEGALKOTÁSA CBCT ADATÁLLOMÁNYON.....	62
5.4 PROJEKT IV.: ALSÓ ARCKOPONYA ELEMZÉSE CBCT ADATÁLLOMÁNYON.....	63
6. KÖVETKEZTETÉSEK.....	66
7. ÖSSZEFOGLALÁS	68
8. SUMMARY	69
9. IRODALOMJEGYZÉK	70
10. SAJÁT PUBLIKÁCIÓK JEGYZÉKE.....	78

10.1. AZ ÉRTEKEZÉSBEN ÖSSZEFOGLALT KÖZLEMÉNYEK	78
10.2. EGYÉB TÉMÁBAN MEGJELENT KÖZLEMÉNYEK	79
11. KÖSZÖNETNYILVÁNÍTÁS.....	80

Rövidítés	Elnevezés
AMIP	Haladó maximális intenzitású projekció/Advanced maximal intensity projection
CAD	Számítógép által vezérelt tervezés /Computer-aided design
CAM	Számítógép által vezérelt /Computer-aided manufacturing
CBCT	Kúpsugarú komputer tomográfia/Cone-beam computer tomography
CI	Konfidencia intervallum /Confidence intrvall
CT	Komputer tomográfia/Computer tomography
DICOM	Digitális képi kommunikáció az orvostudományban/Digital Imaging and Communications in Medicine
FOV	Látómező/Field of view
HRCT	Nagy felbontású komputer tomográfia/High resolution computer tomography
ICC	Vizsgálón belüli korrelációs koefficiens/ intraclass correlation coefficient
MIP	Maximális intenzitású projekció/ Maximal intensity projection
MPR	Többsíkú rekonstrukció/ Multiplanar reconstruction
p	Szignifikancia szint
PA	Posterior-anterior
r	Korrelációs koefficiens/ Correlaiton coefficient
SD	Standard deviáció/ Standard deviation
SE	Standard hiba/ Standard error
STL	Standard mintájú könyvtár/ Standard template library
VR	Volumen renderelés/ Volume rendering

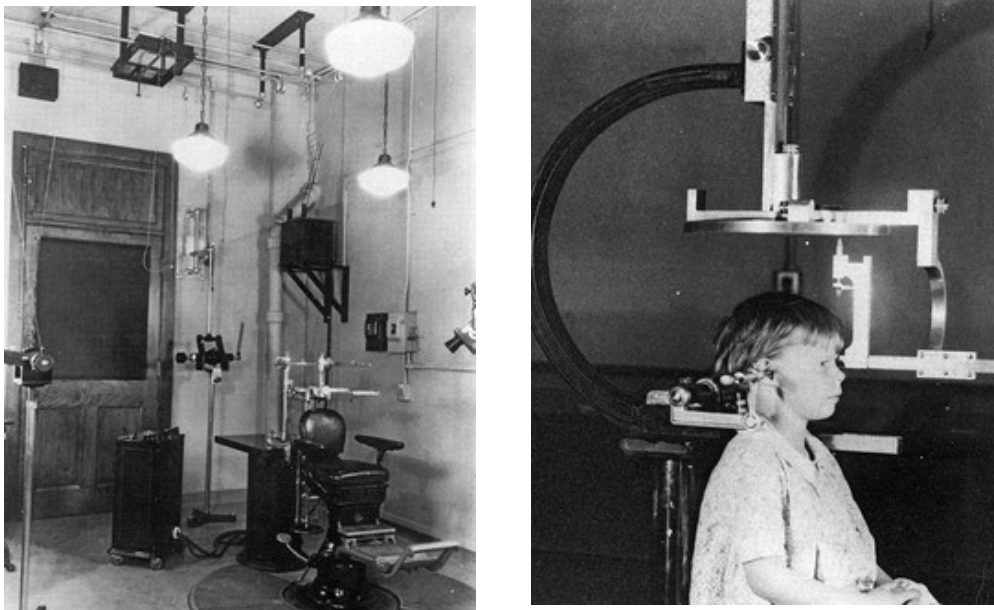
1. Bevezetés

Az arckoponya alakja meghatározza az emberi arc formáját, mely jelentős szerepet játszik az identitás kifejlődésében és a szociális kapcsolatok kialakításában is [1]. Ennek tükrében kiemelt jelentősége van a terápiának a craniofacialis deformitások esetében, melynek leggyakoribb okaként a fejlődési rendellenesség, craniofacialis trauma illetve tumor jelölhető meg. Ezen a területen általában a sebészi kezelés jelenti az egyetlen megoldást, melyet sokszor egy idegsebészből, plasztikai sebészből, fogszabályozó-állcsontorthopedusból és arc-állcsont sebészből álló multidiszciplináris sebészi team végez. Miután a deformitások meghatározó része a csontok nem megfelelő fejlődésével függ össze, így a legnagyobb jelentősége a szkeletális elemek helyretételének van, ezáltal a kezelés nélkülözhetetlen folyamata az arc-állcsontsebészeti munka. A craniofacialis malformációk terápiájában mindezen tudományágak képviselőinek munkája azonban a radiológiai képalkotáson alapszik, mely nemcsak a diagnosztikában, hanem a kezelés megtervezésében is fontos szerepet játszik.

Az orthognath és arcrekonstruktív műtétek tervezése egy komplex terület, melynek egyik alappillére a radiológiai képalkotás. A műtéti tervezés a röntgen megjelenésével teleröntgen felvételek alapján történt, és terjedt el világszerte. Sorra jelentek meg a teleröntgen alapú kefalometriai elemzések, melyek alapján meghatározhatóvá váltak az arckoponya formáját leíró normálértékek, és ezzel együtt a devianciák mértéke és helyzete is. A digitális technológia fejlesztésével a 2000-es évek elején megjelent Cone-Beam CT készülék nemcsak a fogászati képalkotást, hanem az arc-állcsonti műtéti tervezéseket is forradalmasította. Ennek köszönhetően megvalósult a háromdimenziós tervezés, és az így elérhetővé vált óriási ismerethalmaz hatalmas lendületet adott a preoperatív tervezési módokat és lehetőségeket vizsgáló, és fejlesztő kutatásoknak.

1.1 A kefalometria fejlődése

A kefalometria, mint a koponya mérésével foglalkozó tudományterület, már a röntgensugár klinikai alkalmazása előtt is létezett craniometriai és antropometriai mérések formájában, mely nagy hatással volt a későbbi kefalometriai mérések fejlődésére is, így például a Frankfurti-horizontális fogalma és meghatározása ezen antropológiai vizsgálatok kapcsán született és használják mind a mai napig a fogszabályozási diagnosztikában. Az első hivatalos kefalometriai mérést Pacini 1922-ben hozta létre, majd Broadbent és Hofrath 1931-ben mutatta be a „cephalostatot” (1.ábra) [2], melyet



1. ábra: Broadbent által létrehozott cephalostat [2]

kifejezetten az arckoponya formájának vizsgálatára használták annak érdekében, hogy a telerröntgen felvételek készítése során a fej azonos helyzetben történő rögzítése által a felvétel pontos megismételhetőségét biztosítsák [3]. Ekkortól kezdve sorra jelentek meg a „cephalostatok” különböző formái, mint például Higley, Simon, Korkhaus féle készülékek.

A hagyományos kefalometria a háromdimenziós struktúra kétdimenziós leképezésével valósult meg. A röntgensugárzás megjelenésével egyúttal a laterális és a frontális kefalogramok is kialakultak, melyek alkalmazásával fokozatosan körvonalazódtak a manapság is használt referencia pontok. Több neves képviselője volt ezen tudományos területnek, akik különböző analitikai módszereket hoztak létre annak érdekében, hogy az

egyes populációk arcformájának arányait meghatározzák, és referencia értékeket alakítsanak ki a normál okklúzió mellett előforduló ideális szkeletális bázisra. Ezáltal nem esztétikai, hanem funkcionális szempontból közelítették meg az arcreekonstrukciós műtétek által elérni kívánt arckoponyát. A kefalometriai elemzések híres megalkotói voltak például Down, Steiner, Tweed, Segner, Ricketts és Hasund. A kefalometriai analízisek nagy részét oldalirányú röntgenfelvételen végzett mérésekhez fejlesztették ki [4, 5]. A frontális kefalometriai analízisek kis számát számos tényező magyarázza, így az oldalirányú eltérések kis száma, a frontális irányból készült felvételek nehéz értékelhetősége.

Igazi mérföldkőnek a Computer Tomography 1973-as megjelenése számított, mely lehetővé tette az anatómiai képletek háromdimenziós leképezését [6]. A fogászati diagnosztikában ennek a készüléknek egy továbbfejlesztett változata az úgynevezett Cone-Beam CT terjedt el, melynek első típusát, az olasz gyártmányú NewTom 9000-et 1996-ban mutatták be az európai piacon (2. ábra) [7], az Egyesült Államokban 2001-ben kezdődött meg a forgalmazása [8]. Ettől kezdve a NewTom mellett sorra jelentek meg CBCT készülékeket gyártó cégek, melyek közül jelenleg a következő cégek a legnagyobb piaci képviselők: Carestream Health (USA), Dentsply Sirona (USA), Imaging Sciences International LLC (USA), J.Morita (Japán), KaVo Dental GmbH (Germany), Planmeca (Finnország), Soredex (Finnország), Vatech (Korea). Az 1980-as évek elején az American College of Radiology és a National Electrical Manufacturers Association együttes erővel kezdték neki a CBCT által készült adatállomány standardizálásához, melyet 1993-ban sikerrel koronáztak meg a DICOM (digital imaging communications in medicine) létrehozásával, mely által a felvételek kezelhetők minden DICOM kompatibilis képnézővel.



2. ábra: Newtom 9000 [7]

Manapság a Cone-beam CT rendszerének fejlesztése kifejezetten maxillofacialis régió tanulmányozása céljából történik. [9] A 3D volumen tomogram kezdetben az implantológia területén terjedt el, majd az arcreekonstrukciós modellezés révén az

orthognath és maxillo-facialis műtétek tervezésében vált meghatározóvá. Az utóbbi években a CBCT készülékek száma világszerte ugrásszerűen megemelkedett mind a kórházak fogászati részlegein, mind a magánpraxisokban. Mindezt egy 2017-es felmérés is alátámasztja, mely szerint csak az Amerikai Egyesült Államokban 800 készüléket adnak el évente [10]. Továbbá egy áttekintő közlemény szerint 2007 előtt mindössze 14 cikk témája kapcsolódott a CBCT- működéséhez és felhasználhatósághoz, ez a szám 2011-re 300-ra emelkedett [11]. Ez is jelzi, hogy a CBCT alkalmazása a fogászat, az implantológia és a maxillofacialis sebészet területén a mindennapok részévé vált.

1.2 Műtéti tervezés hagyományos kefalometria alapján

A hagyományos kefalometria kizárólag a röntgenfelvételeken végzett elemzéseket foglalja magába, melynek oka az, hogy a kefalometriai módszerek kialakulásakor csak a röntgen volt az egyetlen elérhető képalkotási módszer. Az arcreekonstrukciós és orthognath műtétek tervezéséhez egészen a 2000-es évek elejéig ezt a módszert alkalmazták, így méltán nevezhető ez a módszer hagyományos kefalometriaként.

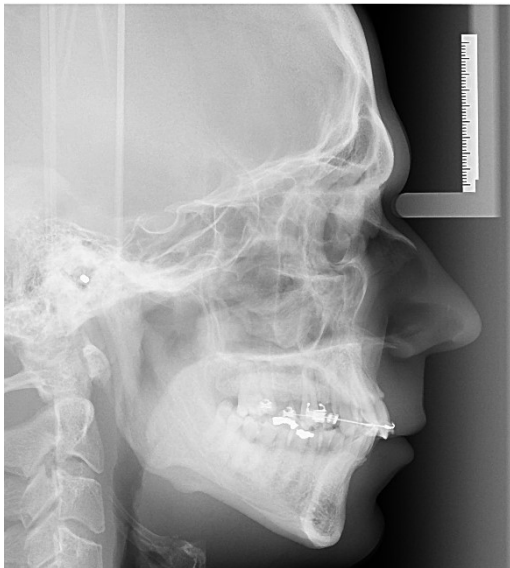
1.2.1 Felvételtechnika

A koponyáról standardizált körülmények között oldalirányú és/vagy posterior–anterior röntgenfelvétel készül. A standardizált pozíció azt jelenti, hogy minden egyes felvétel összezárt fogsorok (maximális intercuspidatióban) mellett készül, a frankfurti horizontális, azaz a külső csontos hallójárat nyílásának felső érintő pontját (porion), az orbita alsó kontúrjának érintőpontjával összekötő vonal pedig vízszintes.

A páciens nyaki gerince egyenes és a sugárforrás filmtől mért távolsága átlagosan 1,5 m (3.ábra). A fősugar a lateralis teleröntgen esetében a porus acusticus externus középpontján, az anteroposterior felvételnél ugyanilyen magasságban a középvonalon halad át. [1] [11] A standardizálás jelentősége az, hogy a felvételeken végzett mérések reprodukálhatók és összehasonlíthatók legyenek. A helyes pozícionálást a fejbeállító berendezés biztosítja, mely egy fülbe helyezhető kefalostatból és egy homloktámaszból áll. A hagyományos teleröntgen felvételeket a 4. és 5. ábra szemlélteti. |



3. ábra: Oldalirányú teleröntgen felvétel készítése



4. ábra: Oldalirányú teleröntgen.

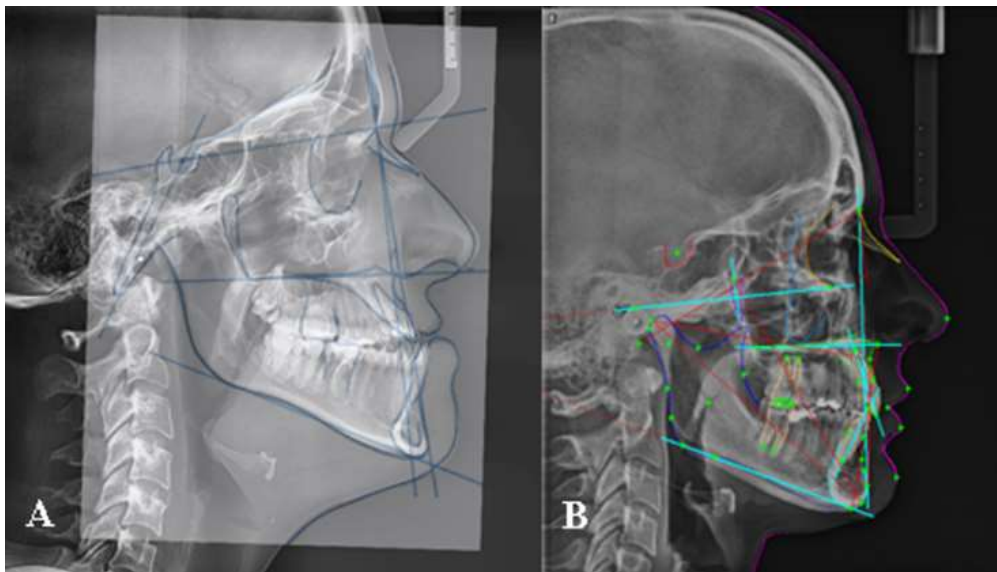


5. ábra: Posteroanterior teleröntgen

1.2.2 Kefalometriai elemzések kivitelezése teleröntgen felvételen

A kefalometriai műtéti tervezés kivitelezését kezdetben egy pauszpapírra átrajzolt teleröntgen felvételen végezték oly módon, hogy a pauszpapíron bejelölt pontokból anguláris és lineáris adathalmazt hoztak létre (6. ábra), melynek értékeit az adott analízis referencia értékeihez viszonyították. Ennél a módszernél a mérési hiba adódhat a

standardizált körülmények hiányából, a felvétel nagyításából vagy akár a kontúrvonal átrajzolásánál a ceruza vastagságbeli eltéréseiből. A digitális röntgentechnika 1980-as megjelenésével elérhetővé váltak a digitális teleröntgen képek, és ezzel a kefalometriai referenciapontok szoftveres bejelölése is [12] (6. ábra). A digitális technika által az expozícióhoz szükséges sugárdózis mennyisége csökkent, a kefalometriai pontok azonosítása pontosabbá és gyorsabbá vált, és a kontraszt és fényerő utólagos változtatásával a képelemzés is könnyebb lett [13].



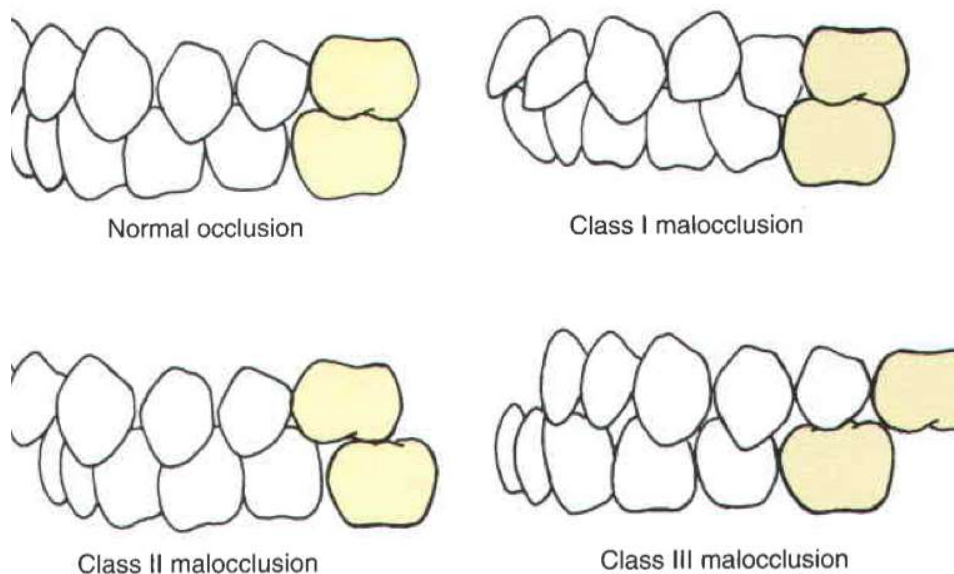
6. ábra: A. Hagymányos kefalometriai mérés kivitelezése pauszpapír segítségével. B. Digitális teleröntgenen végezhető szoftveres kefalometriai mérés. [14]

A bejelölt pontok alapján számos kefalometriai analízis kiszámítható, melyek az arckoponyát alkotó anatómiai struktúrák arányait írják le, és mindegyik analízis saját referencia értékekkel rendelkezik, mely által az anatómiai struktúrák deviációja is számszerűsíthető. Napjainkban a világ leggyakrabban használt analízisei Steiner, Schwarz és Ricketts névéhez fűződnek, azonban Európában a Hasund analízis terjedt el leginkább, aki úgynevezett regressziós modellezés által egy csúszónormát azaz „harmóniabokszt” alkotott meg annak érdekében, hogy a tervezést egyénre szabja [14]. A röntgen alapú műtéti tervezésnek azonban számos hiányossága van, melyek közül a legfontosabb, hogy a teleröntgenen egy szummációs képet kapunk a koponyáról. Az anatómiai képletek egymásra vetülése nemcsak nehezíti, hanem a frontális irányú teleröntgeneken gyakran lehetetlenné teszi a kefalometriai pontok azonosítását [15]. Ennek következtében például az arcaaszimmetria pontos vizsgálata kifejezetten

korlátozott, és vitatható. Ezt igazolja a posteroanterior (PA) teleröntgen alapú kefalometriai analízisek száma is, ugyanis az általános fogszabályozó gyakorlatban mindössze a Ricketts által kidolgozott transzverzális analízis terjedt el [16].

1.2.3 Hagyományos kefalometriai analízisek ismertetése

A kefalometriai analízisek az arckoponya arányait és az anatómiai struktúrák pozícióját lineáris és anguláris mérések segítségével írják le annak érdekében, hogy az orthodonciai kezelés vagy az orthognath műtét tervezése során megállapítható legyen a deviancia mértéke és iránya. Ennek megállapításához azonban szükség volt referencia értékekre, melyek egy adott populáción belül az ideális arckoponya formáját jellemzik. Lényeges pont, hogy a kefalometriában az ideális arcforma definíciója összetett. Legfontosabb követelménye a normál harapás, mely a tökéletes okklúziótól kissé eltér, de adaptálódott a gyakorlati funkcióhoz és sem dysfunkciót, sem egyéb patológiás problémát nem okoz. A tökéletes okklúziót az Andrews féle 6 okklúziós kulcs fogalmazza meg. A mindennapi használatban az Angle-féle normálokklúzió terjedt el, mely a hatosok megfelelő okklúzióját, ideális interkuspidációját jelenti (7.ábra) [17]. Az okklúzió mellett fontos kritérium a látszólag ép, szimmetrikus arcforma. Mindezek figyelembevételével születtek meg a ma is használatos analízisek referenciaértékei, melyek többsége a populációra jellemző átlagértékkel került kiszámításra.



7. ábra: Angle-féle okklúzió típusok [17]

Bár számos kefalometriai analízis létezik, de miután a PhD kutatásom során a Hasund-Segner-féle és a Di Paolo-féle analízist hasznosítottam, így a következő részben ezen módszereket részleteiben ismertetem.

1.2.3.1 Hasund-Segner-féle analízis:

Hasund 1977-ben, majd Segnerrel együtt az eredeti elképzelést kiegészítve 1998-ban publikálta azt a kefalometriai koncepciót, melynek lényege, hogy az adott arctípuson belül teremti meg a harmóniát az egyes anatómiai struktúrák közötti kapcsolat leírásával. [18]. Ennek köszönhetően egy olyan oldalirányú teleröntgen analízist és csúszónormát dolgoztak ki, ami szemben a populációra jellemző átlagértékekkel, már korrelációs jellemzőket és harmonikus kombinációkat tartalmazott, és így egyéni kezelési terv készítését tette lehetővé.. [19] A Hasund által használt kefalometriai mérőpontokat és referencia vonalakat az 1. táblázat szemlélteti, az egyes pontokból generált anguláris és lineáris méréseket a 2. táblázat tartalmazza. [18]

1. táblázat: Hasund-féle referencia pontok és vonalak definíciói. A páros pontoknál a jobb oldalt definiáltuk.

Név	Definíció
Referencia pontok az oldalirányú teleröntgenen	
Nasion (N)	A sutura nasofrontalis varratvonalala
Sella (S)	A Sella turcica üregének centruma
Basion (Ba)	Clivus legdorzálisabb és legcaudalisabb pontja
Spina nasalis anterior (Spa):	A Spina nasalis anterior legventrálisabb pontja
A-pont	A felső állcsont ventrális kontúrjának legdorzálisabb pontja, ami az alveoláris nyúlvány és a corpus maxillae határára esik (subspinale)
Pogonion (Pg):	A mentum legventrálisabb pontja
B-pont:	A mandibula ventrális kontúrjának legmélyebb pontja, ami az alveoláris nyúlvány és a corpus mandibulae határára esik (supramentale)

Gnathion (Gn)	Az alsó állcsont symphysisének legcaudálisabb pontja
Pterygomaxillare (Pm)	A maxilla hátsó határának a palatum lemezével képezett metszéspontja
Artikulare (Ar)	A koponyaalap külső konturjának collum mandibule hátsó felszínével képezett metszéspontja.
Tangens Gonion (tgo)	A Mandibula-sík és a Ramus-sík metszéspontja
I I (Incision inferior)	Az alsó középső metsző élének középpontja.
I S (Incision superior)	A felső középső metsző élének középpontja.
I IA (Incision inferior apicale)	Az alsó középső metsző gyökércsúcsa
I SA (Incision superior apicale)	A felső középső metsző gyökércsúcsa
Referencia vonalak	
Nasion-Sella vonal (NSL)	A nasiont a sellával összekötő vonal, mely az egész arckoponya és az elülső koponyaárok méretének kapcsolatát ábrázolja
Nasal vonal (NL)	A spina nasalis anterior és a pterygomaxillaret összekötő vonal, amit maxillaris alapsíknak nevezünk
Mandibula vonal (ML)	A gnathiont és a tangens goniont összekötő vonal, amit mandibularis alapsíknak nevezünk
NA-vonal:	A nasion és az A-pontot összekötő vonal, mely a felső állcsont sagittalis referencia egyenese, amihez a felső metszőfogakat viszonyítjuk.
NB-vonal:	A nasiont és a B-pontot összekötő vonal, mely az alsó állcsont helyzetének referencia egyenese, amihez az alsó metszőfogakat viszonyítjuk
NPg-vonal:	A nasiont és a pogoniont összekötő vonal, mely az áll sagittalis referencia egyenese.

2. táblázat: Hasund-féle anguláris és lineáris mérések

Név	Tartalom
SNA-szög:	A maxilla saggitalis pozícióját mutatja az elülső koponyabázishoz viszonyítva
SNB-szög:	A mandibula saggitalis pozícióját mutatja az elülső koponyabázishoz viszonyítva
ANB-szög:	A maxilla saggitalis pozícióját viszonyítja a mandibulához.
ML-NSL szög:	A mandibula dőlését határozza meg az elülső koponyabázishoz viszonyítva
NL-NSL szög:	A maxilla dőlését határozza meg az elülső koponyabázishoz viszonyítva
ML-NL szög:	A mandibula dőlési szögét határozza meg a felső állcsont-bázishoz viszonyítva.
NSBa szög:	A clivus és az elülső koponyabázis kapcsolatát írja le.
Gn-tgo-Ar szög:	A ramus mandibulae és corpus mandibule viszonyát írja le, és így az alsó állcsont formáját is jellemzi.
SNPg szög:	A mandibula corpus saggitalis pozícióját szemlélteti
H szög	A lágyszövet és skeletális profil által bezárt szög.
N szög	A felső ajkak orrhoz való viszonyát írja le.
1-NB távolság és szög	Az alsó középső metszők helyzetét írja le az NB vonalhoz képest.
1-NA távolság és szög	Az felső középső metszők helyzetét írja le az NA vonalhoz képest.
1-1 szög	Interincizális szög, ami a felső és az alsó középső metszőfogak által bezárt szög
Pg-NB távolság	A csontos áll prominenciáját írja le.

Segner és munkatársai 242 Angle I. osztályú okklúzióval rendelkező fiatalot vizsgáltak meg Hamburg és környékéről, és az SNA, SNB, NL-NSL, ML-NSL, NSBa, ANB, ML-NL szögértékek lemerése, valamint a közöttük lévő korrelációs koefficiens kiszámítása után látható volt, hogy az értékek nagymértékben befolyásolják egymás alakulását, ugyanis minden korrelációs koefficiens 0.31 és 0.82 között helyezkedett el. [20] Lineáris regresszió módszerének alkalmazása utána egyenletekkel írták le a szögek kapcsolatát, és ennek alapján alkották meg a csúszónormát és az úgynevezett harmóniabokszot, mely mérföldkőnek számított a fogszabályozás területén. A harmóniaboksz (8. ábra) az egymással harmonizáló értékeket tartalmazza, és minden olyan érték, mely az intervallumokon kívül esik az egyéni normától már nagymértékben deviál, így annak korrekciója a cél.

	SNA	NL-NSL	NSBa	ML-NSL	SNB	ML-NL
Retrognath	62		141	43	64	28
	63			42	65	•
	64	14	140	41	66	27
	65	•		40	67	•
	66	13	139	39	68	•
	67	•		38	69	•
	68		138	37	70	•
	69	12		36	71	•
	70	•	137	35	72	•
	71			34	73	•
	72	11	136	33	74	•
	73	•		32	75	•
	74		135	31	76	•
	75	10		30	77	•
76	•	134	29	78	•	
77			28	79	•	
78	9	133	27	80	•	
79	•		26	81	•	
80		132	25	82	•	
81	8		24	83	•	
82	•	131	23	84	•	
83			22	85	•	
84	7	130	21	86	•	
85	•		20	87	•	
86		129	19	88	•	
87	6		18	89	•	
88	•	128	17	90	•	
89			16	91	•	
90	5	127	15	92	•	
91	•		14	93	•	
92		126		94	•	
93	4			95	•	
94	•	125		96	•	
95				97	•	
96	3	124			•	
97	•				•	
98		123			•	
99	2				•	
100	•	122			•	
101					•	
102	1	121			•	
103					•	
Orthognath						
Prognath						

8. ábra: Hasund-Segner féle harmóniaboksz és csúszónorma [19]

1.2.3.2. DiPaolo-féle kefalometriai analízis

1963-ban a Di Paolo által leírt Quadrilaterális analízis a korábbi analízisektől eltérően kizárólag lineáris értékeket használt, és fő célja az alsó arc jellemzése volt. Di Paolo az alsó arcon mért elülső és hátsó arcmagasságot, valamint a maxilláris és a mandibuláris alveolus hosszát hasonlította össze, és megállapította, hogy ideális arcvizonyoknál 1:1 arány áll fenn a maxilláris alveoláris csontív nyílrányú vetülete és a mandibuláris alveoláris csontív szagittális irányú vetületének hossza között, valamint az elülső alsó arcmagasság [ALFH] és a hátsó dentális magasság [PLFH] és az alveoláris csontív vetületek hossza között (9. ábra). [21]

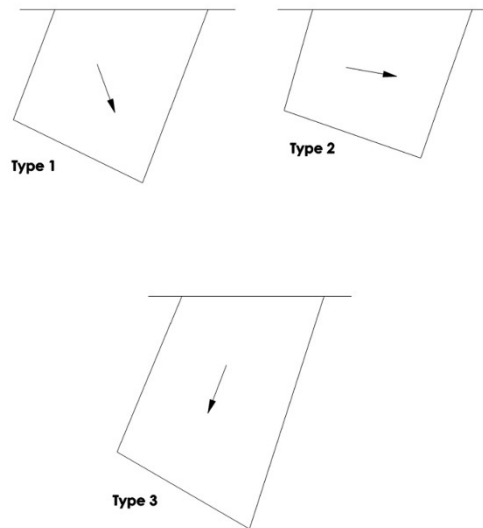


$$\text{Maxilla vetülethossz} = \text{Mandibula vetülethossz} = \frac{\text{Anterior+Posterior alsó arcmagasság}}{2}$$

9. ábra: Di Paolo-féle Quadrilateralis analízis

Ezen kapcsolat figyelembevételével Di Paolo 1969-ben harminckét ortodonciailag kezeletlen, normál okklúzióval rendelkező 10,7-13,6 éves fiatal páciensen, majd további 200 rendellenességgel rendelkező páciensen [21] alkalmazta az általa kifejlesztett

analízist. A 200 eset vizsgálata során három növekedési mintázatot különített el, a normodivergens, hypodivergens és a hyperdivergens csoportot (10. ábra).



**10. ábra: Di Paolo által megfogalmazott növekedési kategóriák.
Type 1. Normodivergens; Type 2. Hypodivergens; Type 3.
Hyperdivergens [21]**

A Di Paolo-féle Quadrilateralis analízis a következő előnyökkel rendelkezik a korábban publikált kefalometriai analízisekhez képest:

- Az alsó arcra fekteti a hangsúlyt, kiküszöbölve ezzel a koponyaalap lejtéséből eredő „hibás” értékeket.
- Szkeletális rendellenességet vizsgálva alkalmas azon esetek diagnosztikájára is, ahol nem, ill. nem csak dentális eltérés okozza az anatómiai egységek kóros funkcióját.
- A kezelések kivitelezéséhez nagy segítséget nyújt az eltérés milliméterben megadott mértéke, szemben a kefalometriákban általánosan alkalmazott anguláris értékekkel, melyek a gyakorlatban nehezen alkalmazhatóak a sebészeti beavatkozások során. [22, 23]

A fentiekben bemutatott két analízis mindegyike eltér a megszokott kefalometriai elemzésektől, mely által számos előnnyel rendelkeznek mind a differenciáldiagnosztika, mind a rekonstruktív műtétek tervezése szempontjából. A fentiek alapján választottuk ezen módszerek alkalmazását a vizsgálatunk során.

1.3 Műtéti tervezés Cone-Beam CT adatállományon

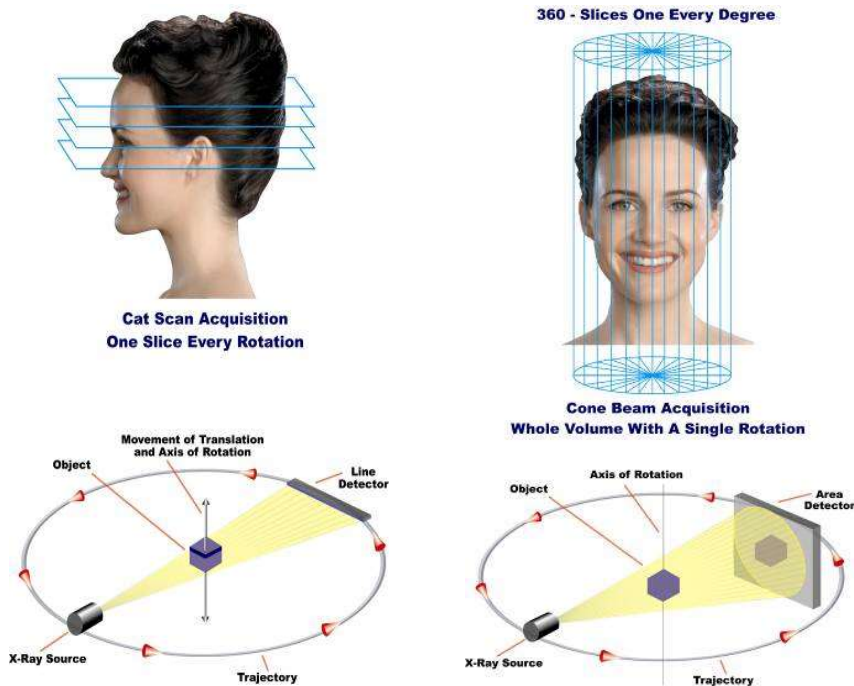
1.3.1 Felvételtechnika

Bár a CBCT a konvencionális CT készülék továbbfejlesztett változata a képalkotás módja nagyban eltér a két gép között (3. táblázat).

3. táblázat: Konvencionális CT és Cone-Beam CT összehasonlítása

Hagyományos CT	Cone-beam CT
Legyező alakú sugárnyaláb	Kúp alakú sugárnyaláb
Magas sugárdózis: 1200-3300 μSv	Alacsonyabb sugárdózis: 68-150 μSv
Magas áramerősség: 80-120mA, 90-120kV	Alacsony áramerősség: 1-8mA, 90-120kV
Nagyobb Voxel méret: 0,1mm-4 mm	Kisebb Voxel méret: 75 μm -400 μm
Scan idő: 5 perc körüli	Scan idő: 20-40 másodperc
artefaktok száma magasabb	artefaktok száma alacsonyabb
Jó lágyrészábrázolás.	Gyenge lágyrészkontraszt.
Nagy FOV	FOV: 3,5x5 cm-től 23x17 cm-ig

A Cone-Beam CT, mint ahogy neve is mutatja, egy kúp alakban szétterülő sugárnyalábot használ, mely flat panel detektorba ütközik, és a sugárforrás a koponyát 180 vagy 360 fokos körmozgással pásztázza végig. Ezzel szemben a hagyományos CT-nél egy nagy teljesítményű, forgó anódos röntgensóval történik a képalkotás, ahol a legyező alakú sugárnyaláb halad át a betegen (11. ábra). A szkennelési idő a CBCT esetében sokkal rövidebb, kb. 20-40 másodperc.



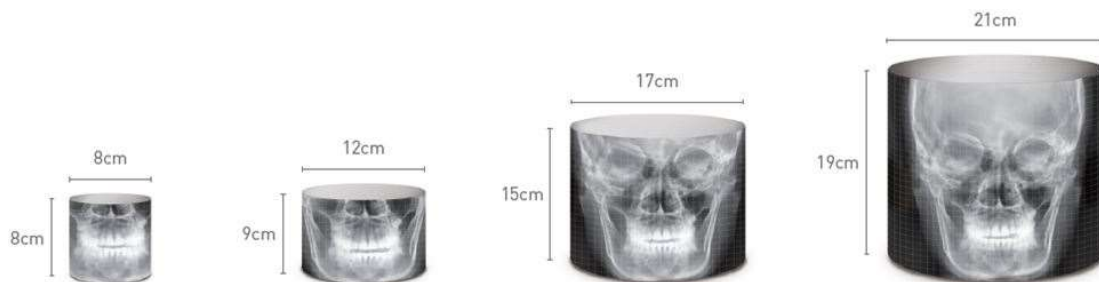
11. ábra: Konvencionális CT és Cone-Beam képalkotás összevetése

A CBCT-nél az exponálás nem folyamatos, csak bizonyos szögértékeknél történik, míg a hagyományos CT-nél folyamatos az expozíció. Ennek köszönhetően relatíve alacsony sugárdózis mellett képes pontos 3D képet adni az arcokonya csontszerkezetéről és a fogakról. A sugárdózis jelentősége a szem érintettsége esetében kiemelkedően fontos, ugyanis a szemlencse sugárérzékenysége magas [24]. Miután egy koponyafelvétel esetében egy hagyományos CT sugárdózisa körülbelül tízszer nagyobb, mint a Cone-Beam volumen tomogramé, a fogászati területen a CBCT alkalmazása előnyben részesítendő a CT-vel szemben [14]. Azonban a 4. táblázat is mutatja, hogy ez az eljárás a hagyományos teleröntgenekhez képest jóval nagyobb sugárdózist jelent [25].

4. táblázat: A fogászati és hagyományos radiológiában elterjedt vizsgálómódszerek effektív sugárdózisai.

Felvétel típus	Effektív dózis (μSv)
1 napi háttérsugárzás	8
1 posteroanterior teleröntgen	6
4 ráharapásos intraorális felvétel	38
Panoráma röntgen	10
I-CAT CBCT (6 x 15,5 cm FOV)	32-61
I-CAT CBCT (13 x 15,5 cm FOV)	68-133
Koponya CT	2000

Az arcstrukciós műtétek tervezésénél a koponya háromdimenziós megjelenítése releváns adatokat nyújthat a kezeléshez, emiatt a nagyobb sugárdózis ellenére is az operációk tervezésének fő eszközévé vált. Ezt erősíti az a tény, hogy egy nagyvolumenű Cone-Beam volumetomogram felbontása 0.3-0.4 mm, ami nagyobb, mint egy High Resolution CT (HRCT) felbontása, így a csontszerkezet pontosabb megítélése biztosított. Fontos megemlíteni, hogy CBCT felvételeken a fémimplantátumok és egyéb fémek esetében minimális műtermék keletkezik, így lehetővé vált az implantátumok körüli csontállomány precízebb megítélése, melyre a CT készülékekkel korábban nem volt lehetőség [14]. A készülék hátránya, hogy a lágyrészeket nem képes kontrasztosan ábrázolni, így kizárólag a csontok megítélésére alkalmas. Ha figyelembe vesszük azt, hogy az orthognath és archelyreállító műtéteknél elsődlegesen a csontokat érintő deformitások, törések jelentik a problémát, így a lágyrész egzakt leképezése nélkülözhető. A szkennelés során különböző méretű volumeneket képezhetünk le, melyek mérettartománya a kis volumentől, azaz 3x5 cm-től egészen a nagy volumenig, azaz 17x15 cm vagy akár a 23x27 cm-ig terjedhet (12.ábra)[26].



12. ábra: A CBCT gyártók által egyakrabban használt volumenméretek (FOV) [26].

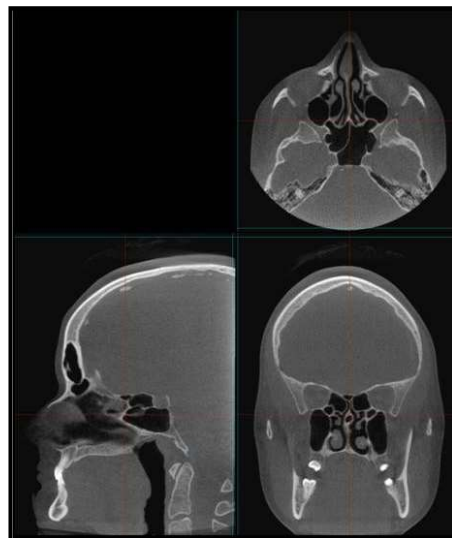
1.3.2 Kefalometriai elemzések kivitelezése CBCT adatállományon

A felvételek megjeleníthetők a gyártók által biztosított képnéző szoftverekkel, melyek azonban nem alkalmasak arcreekonstrukciós műtétek tervezésére, így ilyen célból a képeket DICOM formátumban exportálhatjuk műtéti tervező szoftverekbe, melyek közül a legelterjedtebbek a következők: OnDemand3D™, Dolphin Imaging, Anatomage, Accuplan, Materialise. A programok a nagy volumenű felvételeket 0,3 x 0,3 x 0,3 mm-es vagy 0,4 x 0,4 x 0,4 mm-es voxelméretben jelenítik meg, és az isotropikus voxel lehetővé teszi a rekonstrukciók könnyed előállítását. Bár a szoftverekben a megjelenítési módok és a tervezési eljárások nem egységesek, a leggyakrabban használt megjelenítések a következők [14]:

- a) **Röntgenszerű megjelenítés:** A képet előállító algoritmus a nézőponttól az egymás mögötti CT szeletek egyes képpontjainak intenzitását összegzi, szummációs képet jelenít meg (13. ábra).
- b) **Multiplanar reconstruction (MPR):** A CBCT adatállomány az egyik legelterjedtebb rekonstrukciója, melyben a CBCT szeleteket axialis, frontális szagittalis nézetben jelenítik meg (14. ábra).



13. ábra: Röntgenszerű megjelenítés CBCT adatállományból. [14]



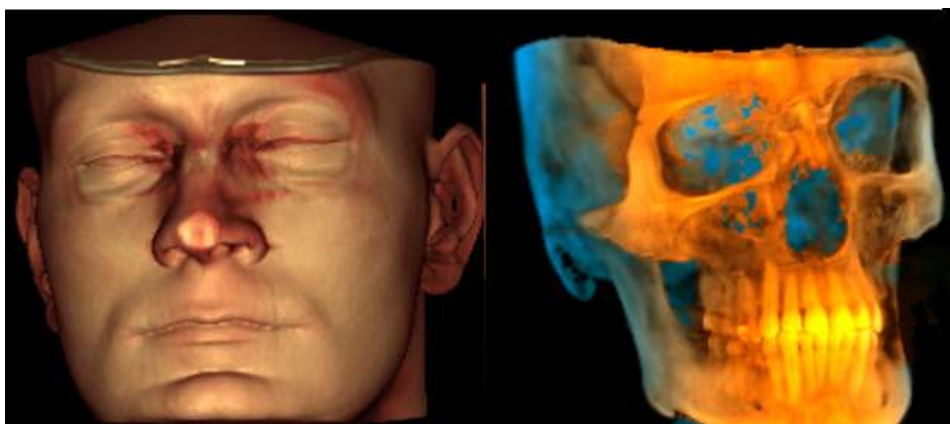
14. ábra: CBCT adatállomány MPR megjelenítése [14]

- c) **Maximal intensity projection (MIP):** Egy adott nézőpontból a legnagyobb denzitású pontokat jeleníti meg. Leggyakrabban a frontális, laterális, vagy mediansagittalis nézetet használják (15. ábra).



15. ábra: Maximalis intenzitású projekció. [14]

- d) **Volumen renderelt felszín (VR):** A volumen renderelés egy számítási mód a felvett volumen meghatározott 3D struktúráinak egy 2D képen való ábrázolásához.

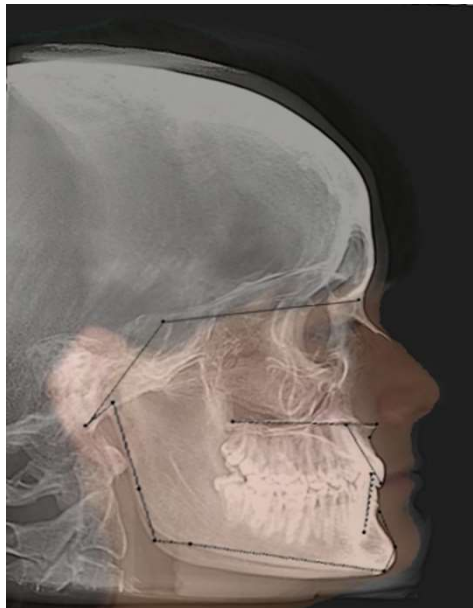


16. ábra: Volumen renderelt felszín megjelenítések. [14]

1.3.2.1 Műtéti tervezési lehetőségek:

I. Tervezés a CBCT adatállomány 2D projekciója alapján:

A kefalometriai analízisek a hagyományos teleröntgen technikán alapulnak, emiatt az anguláris és lineáris mérések normálértékeit is kizárólag ezeken határozták meg. Ennek következtében az első lépés a 3D volumen tomogram kefalometriai célú használatára az adatállomány hagyományos teleröntgen analízisekben használt síkok szerinti konvertálása volt, mely során igyekeztek a hagyományos oldalirányú teleröntgenhez hasonló nézetet létrehozni. Így született meg a CBCT alapú kefalometriai röntgen megjelenítés, melyen a referencia pontokat a digitális teleröntgenhez hasonlóan lehet bejelölni, és a szoftver automatikusan kiszámolja az általunk kiválasztott analízis értékeit, és a referencia vonalakat és szögeket vonalbrával is szemlélteti a röntgenképen (17. ábra) [14]. Több programban, mint például a Dolphin Imaging-ben is elérhető a röntgenkép és egy arcfotó egymásra vetítése, mely által a lágyszövet kontúrelemzése pontosabbá válik (17. ábra) [14].



17. ábra: CBCT alapú teleröntgen analízis arcfotó projekcióval [14]

Számos kutatás hasonlította össze a 2D teleröntgenen és a CBCT adatállományból származtatott röntgenmegjelenítésen végzett egyazon méréseket. Annak ellenére, hogy a vizsgálatok közül volt, ami statisztikailag szignifikáns eltérést állapított meg [27], de

többnyire nem találtak klinikailag releváns eltérést a két módszer között [28, 29]. Ennek következtében a 2D analíziseket, a referencia értékekkel együtt adaptálták a CBCT alapú tervezéshez. A programokban az oldalirányú röntgenmegjelenítés esetében a maxilla és mandibula ventrodorsalis irányú eltérései, míg a frontális nézetben az arc aszimmetriák ítélték meg. A CBCT adatállományból létrehozott röntgennézetben már plusz funkcióként jelent meg, hogy a normától való eltérés figyelembevételével a pontok áthelyezhetők az ideális pozícióba, és a szoftver egy új vonalábrával szemlélteti ezt. A program két vonalábra egymásra vetítésével ábrázolja, hogy az egyes anatómiai struktúrákat milyen irányba és mennyivel kell elmozdítani.

II. Tervezés a CBCT adatállomány 3D nézeteinek használatával:

A CBCT felvételek rekonstrukciója során háromdimenziós felületek hozhatók létre, melyek közül a leggyakrabban használt két technika a MIP (Maximum Intensity Projection) kép és a volumen renderelt (VR) modell (14-17. ábra). A MIP rekonstrukció során a legnagyobb denzitású pontokat jeleníti meg a szoftver, így a csontok megjelenítésére kifejezetten alkalmas. Ennek köszönhetően ez a nézet különösen jelentős a maxillofacialis diagnosztika területén, ugyanis alkalmas törések detektálására, és az arckoponya deformitásainak vizsgálatára [14]. A volumen renderelt modellek a CBCT adatállományt három dimenzióban jelenítik meg, és a koponyafelszín a renderelés típusától függően számos formában jeleníthető meg pl. lágyrész és csontfelszín renderelés. (16. ábra) Ezen megjelenítési módszerek elérhetők szinte mindegyik tervezőprogramban: OnDemand3D TM, Dolphin Imaging, Anatomage, CranioViewer [14].

A CBCT adatállomány alapján a MIP és volumen renderelt képeken végezhető műtéti tervezések:

a) Kefalometriai alapú tervezés:

A referenciapontok bejelölése a MIP vagy a VR képeken történik, így a röntgenképekkel szemben itt már lehetőség van a kétoldali pontok detektálására is. Ezzel együtt azonban a 2D kefalometriai pontok definíciói sem elegendők, és szükség van a

pontok háromdimenziós definícióira. Több kutatás is megalkotta a 3D-ban használt fogalmakat, és Ludlow kutatásában hangsúlyozta, hogy a definíciók pontossága szignifikánsan meghatározza a pontdetektálás megbízhatóságát [30].

A programok - mint például OnDemand3D™, Anatomage, Dolphin Imaging - egy háromdimenziós koponyát jelenítenek meg, mely forgatható a tér minden irányába, így a kétoldali anatómiai képletek is azonosíthatók. A detektálásnál a legnagyobb probléma a középvonali pontokkal van, hiszen ebben a nézetben felszíni csontok ábrázolódnak jól (18. ábra). Ennek kivitelezésére a legtöbb program a koponyákat szeleteli, így egy mediansagittalis síkban elfelezett koponyát hoz létre [14].



18. ábra: Volumen renderelt felszínen végezhető kefalometriai pontdetektálás.[14]

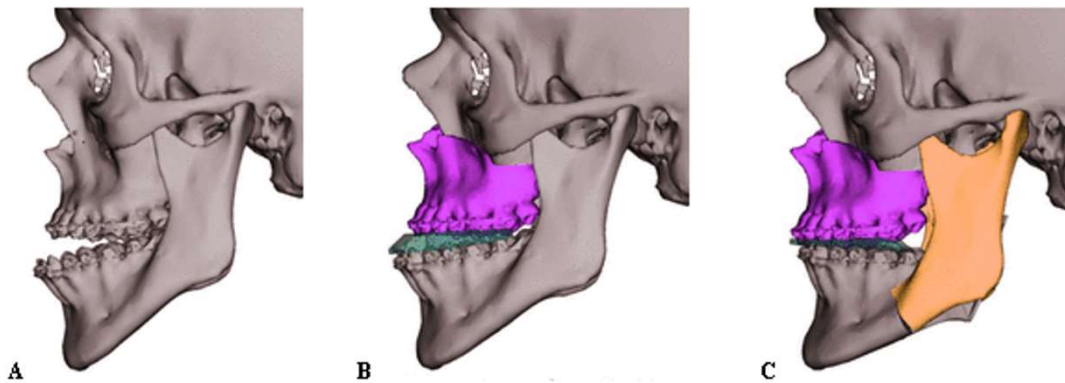
A MIP és volumen renderelt képeken, a leképezésből adódóan a kefalometriai pontok bejelölése kevésbé megbízható, mint a hagyományos CT megjelenítést szolgáló MPR nézetben [31], így a szoftverfejlesztők a kefalometriai célú MIP nézetet kiegészítették az MPR megjelenítéssel [14]. Ezáltal a coronalis, sagittalis és axialis síkú CBCT szeleteken a pontokat precízen és reprodukálhatóan lehet bejelölni, míg a MIP nézet lehetővé teszi az anatómiai képletek viszonyának könnyebb értelmezését.

A kefalometriai méréseket a legtöbb szoftver, mint például az OnDemand3D™, Dolphin Imaging, Anatomage, CranioViewer azáltal számolja ki, hogy a pontokat egy előre beállított arközépsíkra és erre merőleges coronalis síkra vetíti, és a 2D képeken végzi el a méréseket, így megvalósítható az, hogy alkalmazzuk a hagyományos 2D technikán

alapuló analíziseket, ugyanakkor a 3D ábra segítségével további modellezési folyamatok is elérhetők [14].

b) *Szegmentáció alapú tervezés:*

A három dimenziójú, forgatható MIP és volumen renderelt képek alkalmasak a koponya térbeli vizsgálatára, és az egyes anatómiai képletek szegmentálására. Ezzel a módszerrel az anatómiai struktúrákat el lehet választani egymástól, és kirakóként lehet modellezni a koponyát. A rekonstruktív műtétek során leggyakrabban a maxilla-, a mandibulabázis és a felhágóágak szegmentálása szükséges a tökéletes arckoponyaviszonyok helyreállításához. Miután a szegmenteket az ideális pozícióba helyezük, számos szoftver, mint például az Accuplan és Materialise meghatározza a korábban bejelölt kefalometriai pontokból a kiindulási és a végállapot közötti eltérés mértékét és irányát (19. ábra) [14]. Ezek a funkciók relevánsak a műtét tervezés során, hiszen mind a vizuálisan három dimenziós megjelenítés, mind a normától való eltérés kiszámítása jelentősen megkönnyítik a sebészek számára a műtét kivitelezését.

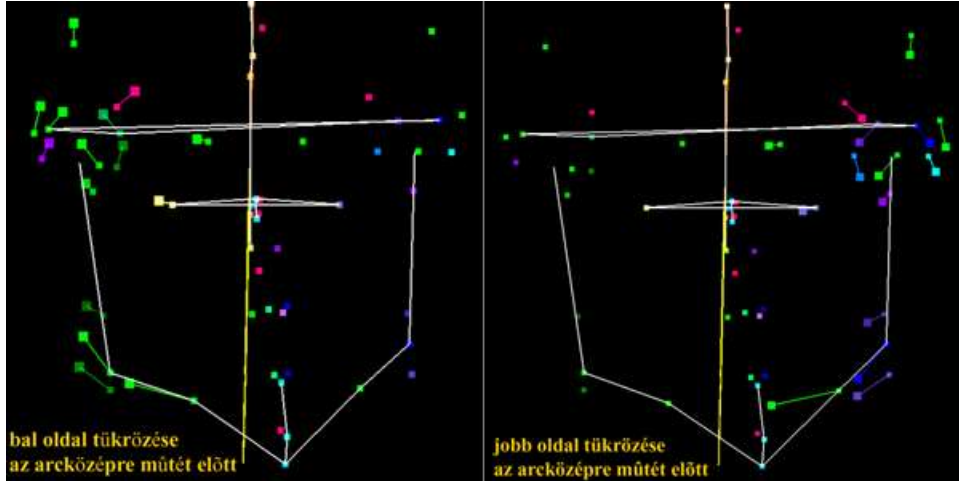


19. ábra: Szegmentációs alapú tervezés. A. Kiindulási állapot; B. Maxilla elmozdítása; C. Mandibula elmozdítása [14]

c) *Tükrözés használata a tervezés során:*

A craniofacialis deformitások közül a hagyományos 2D kefalometriával az arcaszimmetriát okozó elváltozások pontos diagnosztikája csaknem lehetetlen volt. A frontális teleröntgenen az anatómiai képletek szummációja miatt a pontok helyzete sok

esetben bizonytalan volt, így a CBCT igazi fordulópontnak számít az aszimmetria diagnosztikájában [14]. Abban az esetben, ha a páciens rendelkezik egy ép arcféllel a legegyszerűbb módszer a műtéti tervezéshez az ép oldal tükrözése (20. ábra) [32, 33]



20. ábra: Bal oldal és jobb oldal tökrözése műtét előtt. [32]

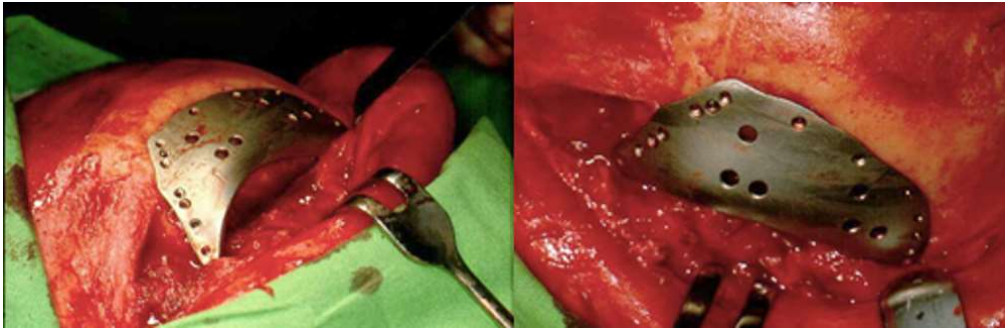
d) *3D printer és CAD/CAM technika alkalmazása:*

A CAD (Computer Aided Design) azaz a számítógép segítségével végzett tervezés a CAD/CAM rendszer szoftveres része, mely által az orthognath műtétek tervezésénél a program szenzorokkal letapogatott gipszmintáról digitális mintát készít, majd a CBCT adatállomány és esetlegesen egy beszkenelt arc adatainak fúziójával különböző műtéti segédeszközök, pl rögzítősínek, alloplastikus csontimplantátumok, műtéti koponyamodellek tervezhetők. A CAM (Computer Aided Manufacturing) technika által a számítógépes vezérléssel stereolithograph, 3D-printer vagy frézgép készíti el a megtervezett formát [14].

A CAD/CAM technika és a 3D nyomtatás fejlődése új kaput nyitott a helyreállító operációk tervezésében, így manapság a CBCT adatállomány alapján kinyomtatott formáknak számos felhasználási módja terjedt el [14]:

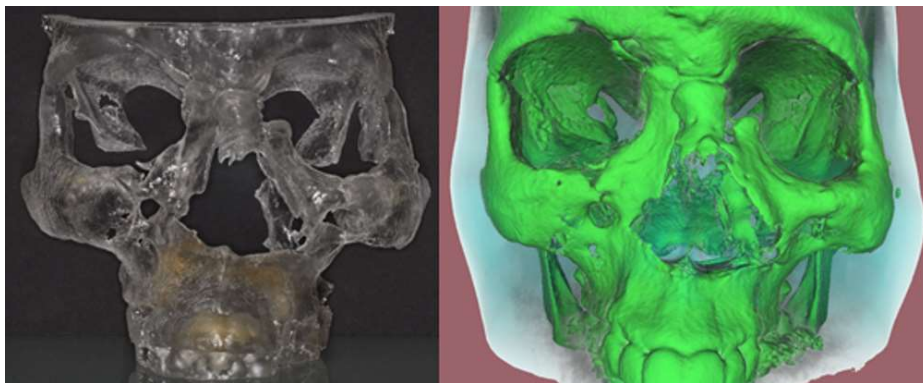
- Okklúziós sínek: Az orthognath műtéteknél megjelentek a kinyomtatott okklúziós sínek [34, 35], melyek a hagyományos módszerrel készült sínekhez képest pontosabb és megbízhatóbb illeszkedést biztosítanak [36] és az alsó arc deviációjának korrekciójánál kiemelt jelentőségük van [37].

- Fixációs lemezek: A technika fejlődésével lehetővé vált a fixációs titán lemezek nyomtatása is, melyek precíz pozicionálást és rögzítést biztosítanak például a LeFort I osteotomia során [38].
- Alloplasztikus csontimplantátumok: A különböző alloplasztikus anyagoknak (Polyetheretherketone, titán, valamint titán és akril cement keverék) [39] köszönhetően lehetővé vált az arc és agykoponya csontjainak pótlása CAD/CAM technikával, melynek klinikai alkalmazását az irodalomban több cikk is bemutatja. Így például Zhao és munkatársai a járomcsont helyére terveztek, és ültettek be alloplasztikus implantátumot [40], míg Sunderland és munkatársai a homlokcsont egy részét előre formázott titánhálóval egészítették ki, melynek tervezését specifikusan az egyénre szabták [41]. A 21. ábrán egy orbita rekonstrukció céljából CBCT adatállomány alapján CAD/CAM technikával tervezett és kinyomtatott titánlemez műtéti behelyezése látható.



21. ábra: Preoperatíván CAD/CAM technikával gyártott titán lemez.

- 3D modell: A kinyomtatott 3D modell által nemcsak virtuálisan, hanem kézzel foghatóan is meg lehet tervezni és modellezni a műtétet (22. ábra), valamint lehetővé teszik a rögzítő lemezek meghajlítását a műtét előtt annak érdekében, hogy az illeszkedés minél tökéletesebb legyen a csont felszínén. [36]



22. ábra: 3D nyomtatóval kinyomtatott arcmodell és digitális terve. [14]

2. Célkitűzés

A CBCT dinamikus fejlődése fokozatosan utat nyitott a volumen tomogram fogszabályozási és arcreekonstrukciós célú kezelések diagnosztikájában, tervezésében kivitelezésében. Az irodalmi áttekintőben ismertetett szoftverek bár számos funkcióval rendelkeznek a kefalometriai alapú mérések adaptálásánál számos hiányosságot mutatnak:

1. A hagyományos kefalometriában használt referencia pontok 3D adaptálásának nélkülözhetetlen része a pontok azonosíthatóságának vizsgálata annak érdekében, hogy meghatározzuk, hogy mely pontok és milyen irányban használhatók megbízhatóan a CBCT volumen tomogrammon végzett méréseknél. Bár az irodalomban több kutatás is vizsgálta a lineáris vagy anguláris mérések megbízhatóságát, ezek a gyakorlatban korlátozott jelentőséggel bírnak, hiszen a több száz kefalometriai analízishez különböző lineáris mérések tartoznak, melyek megbízhatóságának vizsgálata a nagy szám miatt nehézkes. A lineáris és anguláris mérések helyett érdemes a kefalometriai pont koordinátáit vizsgálni, és ebből következtetni, hogy milyen mérésnél lehet az adott pontot használni. Az irodalomban kevés cikk fókuszált a pontok térbeli lokalizálására, valamint utóbbiak is csak kevés pontot vizsgáltak, így ennek megvalósítása szükségszerű.
2. A kefalometriai analíziseket és a hozzájuk tartozó normálértékeket a legtöbb szoftver a pontok arcközépsíkra vetítése által adaptálta. Ezáltal a program egy 2D képet hoz létre, mely már hasonló a hagyományos teleröntgenen végzett mérésekhez. Az irodalomban bár számos cikk található ilyen típusú mérésekről, de nincs konszenzus az arcközépsík meghatározásának módjai között, ezáltal lehetséges az, hogy a különböző szoftverek segítségével végzett mérések eltérhetnek egymástól, mely a preoperatív tervezést nagyban befolyásolhatja, így ennek tisztázása kiemelt fontosságú.
3. Az arcreekonstrukciós célú szoftverekben elérhető a szemüreg volumenmeghatározása, mely műtéti szempontból azonban csak korlátozott értékű, hiszen sok esetben, mint például orbita implantálás tervezése során is,

fontos az, hogy a csontos orbita mely része és milyen fokban zsugorodott, vagy növekedett meg egy ép oldalhoz képest. Egy ilyen számítógépes szoftverfunkció jelentős információt szolgáltat a műtéti tervezésnél, így megvalósítása célszerű.

4. A kefalometriai elemzések 2D adaptálása mellett legfőbb cél egy 3D analízis kifejlesztése, és az ehhez kapcsolódó normálértékek meghatározása egy egész populációra nézve. Ennek azonban nincs kidolgozott módszere, így egy 3D analízis kifejlesztése nélkülözhetetlen része a kefalometria háromdimenziós adaptálásának.

Mindezek tekintetében a munkám során az alábbi célkitűzéseim voltak:

CBCT alapú háromdimenziós kefalometria létrehozása a kutatási csoportunk által fejlesztett CranioViewer szoftver segítségével:

1. Projekt I.: A hagyományos kefalometriában használt referenciapontok adaptálása CBCT adatállományra és megbízhatóságuk vizsgálata.
2. Projekt II: Műtéti tervezés során alkalmazható arcközépsík meghatározása CBCT adatállományon.
3. Projekt III.: Orbitarekonstrukció tervezéséhez használható orbita modul létrehozása, valamint ennek hasznosítása a műtéti tervezés során.
4. Projekt IV.: Alsó arcot leíró három dimenziós kefalometria létrehozása a Di Paolo-féle analízis adaptálásával.

3. Módszerek

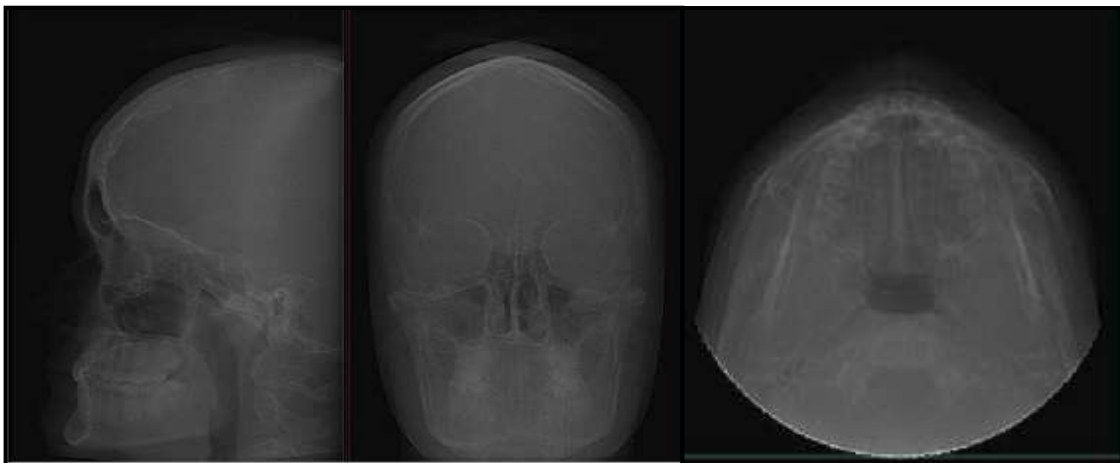
3.1 CranioViewer szoftver

Az általunk használt- Markella Zsolt és Dr. Vízkelety Tamás által kifejlesztett- CranioViewer program elsősorban fogsabályozó diagnózis pontos felállítása és arcreekonstrukciós műtétek tervezése céljából jött létre. A különböző CBCT gépeken készült felvételek DICOM formátumban importálhatók a szoftverbe, mely röntgen, rétegröntgen, CT, MIP (Maximum Intensity Projection), AMIP (Advanced Maximum Intensity Projection) kép, valamint a detektált pontokból létrehozott vonalábra megjelenítésére képes. CranioViewer program $0,3 \times 0,3 \times 0,3$ mm voxelméretű adatállományban jeleníti meg a felvételt. A kefalometriai pontok bejelölése célkereszt segítségével történik egy koordináta rendszerben. A detektált pont egy x, y és z koordinátával jellemezhető, mely megjelenik a detektált ponthoz társítva. A koordináták segítségével szögek és távolságok mérhetők, melyek a kezelés tervezésének az alapjai.

3.1.1 Megjelenítési módok

Röntgenszerű megjelenítés:

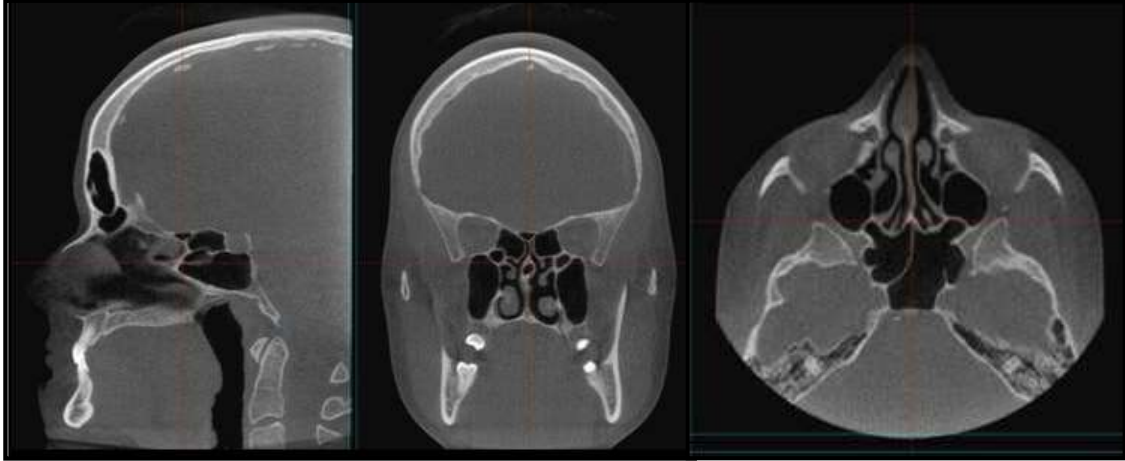
A képet előállító algoritmus a nézőponttól az egymás mögötti CBCT szeletek egyes képpontjainak intenzitását összegzi, végül az átlagukat jeleníti meg (23.ábra).



23. ábra: Röntgenszerű megjelenítés.

MPR (Multi planar reconstruction) megjelenítés:

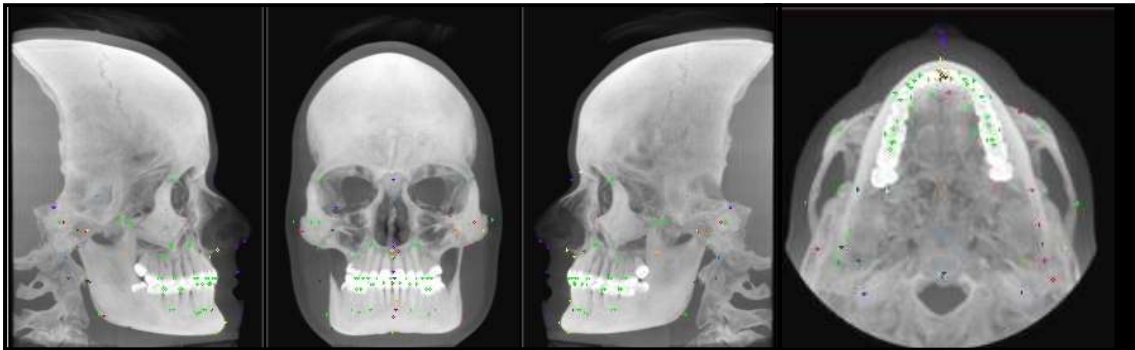
A CBCT volumen adatállományt a program a képernyőn axiális, koronális és sagittalis nézetben jeleníti meg. (24.ábra).



24. ábra: MPR-megjelenítés

MIP (Maximal intensity projection):

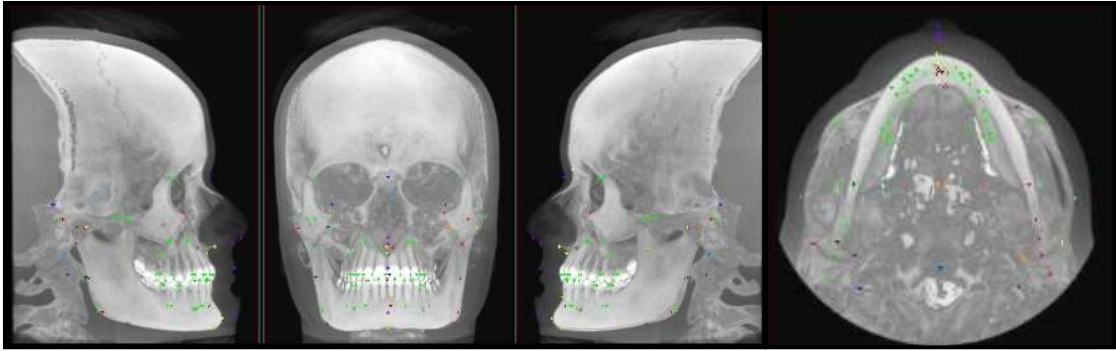
A szoftver a legnagyobb denzitású pontokat jeleníti meg. Ezen beállítási lehetőség használata által megjeleníthető a fej jobb és bal oldala. (25. ábra)



25. ábra: MIP megjelenítés

AMIP (Advanced maximal intensity projection):

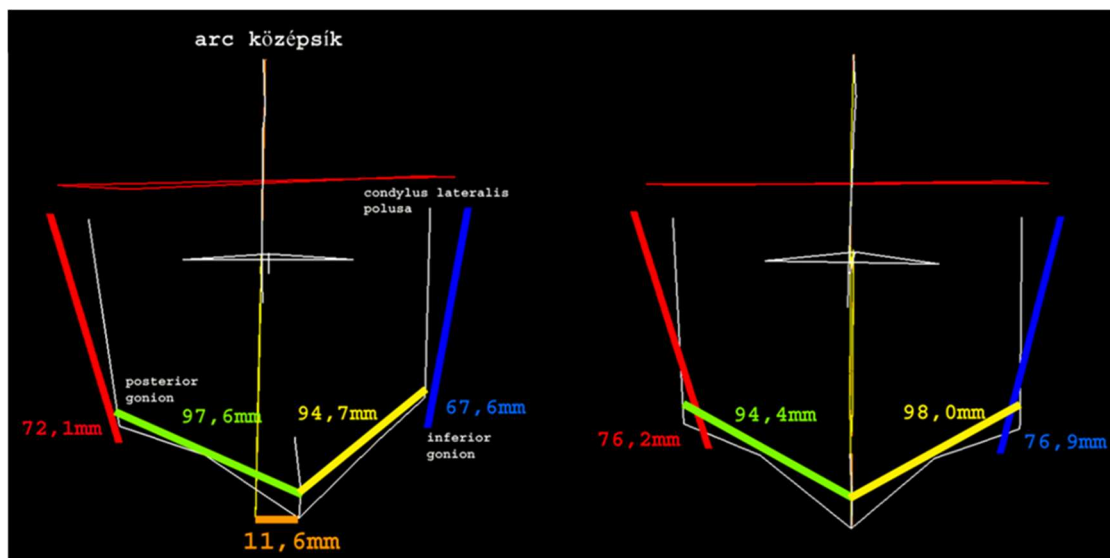
Az algoritmus segítségével merőleges vetítéssel pontról pontra vizsgáljuk az egymás mögötti voxelek intenzitását, a beállítható intenzitásküszöb elérése után azt az intenzitást jelenítjük meg, ami után már elkezd az intenzitás csökkenni (26.ábra).



26. ábra: AMIP megjelenítés.

Vonalábra:

A digitalizált pontok közötti távolságokat három dimenzióban képezi le a program és így egy térben forgatható sematikus arckoponya jeleníthető meg (27. ábra) [32, 42].



27. ábra: CranioViewer program által létrehozott vonalábra. [42]

3.2 Mintavétel, képelemzés, statisztika

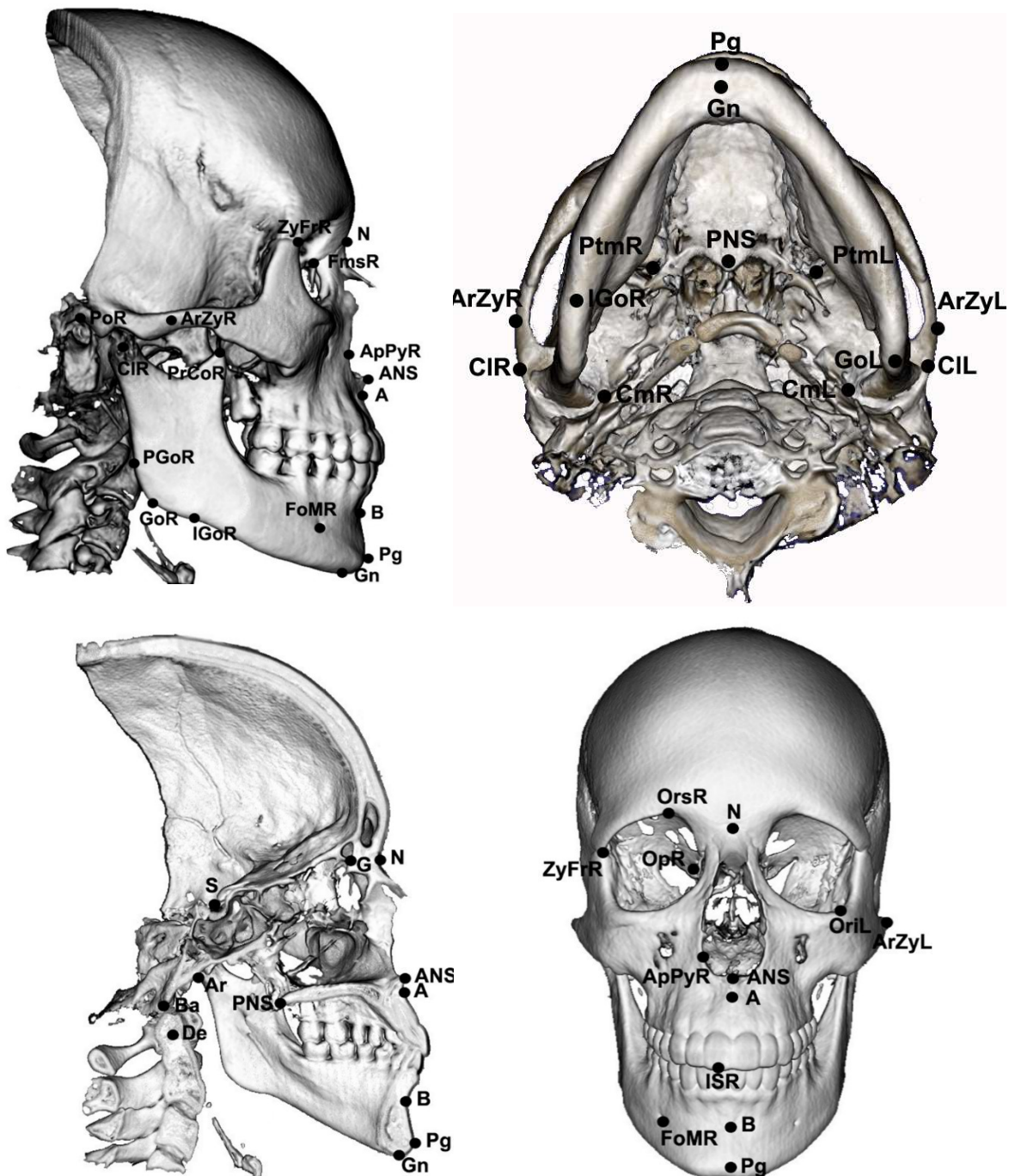
Kutatásunkat a Semmelweis Egyetem Etikai bizottsága a TUKEB 2/2008 számmal engedélyezte, és munkánk megfelelt a Helsinkai deklaráció kritériumainak.

3.2.1 Projekt I.: Pontazonosíthatóság vizsgálata CBCT adatállományon

Harminc darab CBCT (n=30) felvételt szelektáltunk ki 19 férfi és 11 női páciensről (életkor 18-30), akikről nem orthodontiai célból készült volumen tomogram a Semmelweis Egyetem Szájsebészeti Klinikáján. A CBCT felvételek i-CAT Classic (Xoran Technologies, Ann Arbor Michigan, USA) gépen készültek 120 Kv és 36 mA alkalmazásával. A FOV 16cm (H) x 22cm (D), és az isotropius voxelméret 0.3 x 0.3 x 0.3 mm volt. Összesen 55 kemény szövetet érintő kefalometriai pontot (11 páratlan és 22 páros) választottunk ki, és definiáltuk a tér mindhárom irányában. (5. táblázat) (28. ábra) Három vizsgáló (két fogorvos és egy radiológus) egymástól függetlenül háromszor detektálta a pontokat a CranioViewer szoftverrel egyhetes interavallumokat tartva két detektálás között. A vizsgálók egyformán sajátították el a CranioViewer szoftver használatát, és közel megegyező tapasztalattal rendelkeztek, ezzel kiküszöbölve az eltérő gyakorlati szint okozta hatásokat a pontok azonosíthatóságára [43].

A statisztikai számítások során az SPSS 20.0 (IBM Corporation, Chicago, USA) statisztikai szoftvert használtuk. Az intra-és inter-examiner megbízhatóságot az intraclass korrelációs koefficiens (ICC) által elemeztük. Miután a pontok valós, in vivo meghatározása lehetetlen, így a pontok azonosíthatóságát szórás (SD) segítségével jellemeztük. Az egyes koordináták esetében kapott intra-observer SD a pontok adott irányú megbízhatóságát, az inter-observer SD a pontok reprodukálhatóságát mutatták. A kiértékelés során meghatároztuk a legjobban és legkevésbé azonosítható pontokat a szórásértékek alapján. Amennyiben a koordináta $SD \leq 0.2$ mm volt azt a megbízható, ha a $SD \geq 1.0$ mm volt, a kevésbé megbízható kategóriába soroltuk [43]. A nagy szórású pontkoordináták esetében a pontokat csoportosítottuk annak megfelelően, hogy az intra,

vagy inter, vagy mindkettő szórásérték volt nagy. Ennek tudatában igyekeztük felderíteni a pontatlan bejelölés hátterében álló okot.



28. ábra: A detektált pontok pozíciója. A:lateralis MIP; B: axialis MIP; C: mediansagittalis MIP;D:frontalis MIP nézetben. (N:Nasion, G:Crista galli, S:Sella, De: Dens, ANS: Spina nasalis anterior, Ba: Basion, PNS: Spina nasalis posterior, Ptm: Pterygomaxillare, Ors: Orbitale superior, Op: Opticus, A: A-pont, B: B-pont, ArZy: Arcu zygomaticus, ZyFr: Sutura zygomaticofrontale, ApPy: Apertura piriformis, Ar: Articulare,Go:Gonion, PGo:Posterior gonion, IGo: Inferior gonion, IS:Incizion superior, II: Incizion inferior) [43]

5. táblázat: A referencia pontok három dimenzióban alkalmazott definíciói. A páros pontok esetében a jobb oldalt tűntettük fel, melyet az R betű jelöl, a bal oldali definíciója azonos. Ezalól kivételt képez az opticus és foramen mentale, melyeket két oldalra definiáltunk.

Referencia pontok	Definíciók
N (Nasion)	A sutura nasofrontalis és a sutura internasalis metszéspontja
G (Galli)	A crista galli és a lamina cribrosa metszéspontja a crista galli legmagasabb pontjában
S (Sella)	A sella trunca középpontja a sagittalis, frontalis és axialis síkban
Ba (Basion)	A clivus legcaudalisabb és legdorsalisabb pontja a középsíkban.
De (Dens)	A dens axis legnagyobb anteroposterior és transversalis átmérőinek a metszéspontja.
ANS (Anterior nasal spine)	A spina nasalis anterior legventralisabb pontja.
A (Point-A)	A maxilla processus alveolarisának legdorsalisabb pontja a középsíkban
PNS (Posterior nasal spine)	A csontos szájpad legdorsalisabb pontja a középsíkban, azaz a spina nasalis posterior csúcsa
B (Point-B)	A midsaggitalis síkban a legdorsalisabb pontja a symphysis mandibulae ívének.
Pg (Pogonion)	A midsaggitalis síkban a legventralisabb pontja az állcsúcsnak.
Gn (Gnathion)	A midsaggitalis síkban a legcaudalisabb pontja az állcsúcsnak.
PtmR (Pterygomaxillare R)	A tuber maxillae és processus pterygoideus kontaktpontja a spina nasalis posterior magasságában.
ArR (Articulare R)	A koponyaalap külső kontúrját és a collum mandibulae dorsalis felszínét összekötő egyenesnek a collum dorsalis felszínén felvett érintkezési pontja
ArZyR (Arcus Zygomaticus R)	Az arcus zygomaticus leglateralisabb pontja
ZyFrR (Sutura Zygomaticofrontale R)	A sutura zygomaticofrontalis legventralisabb pontja
ApPyR (Apertura Pyriformis R)	Az apertura piriformis frontális kontúrjában mért leglateralisabb pontja
SemR (Semicircularis R)	A canalis semicircularis superior legcranialisabb pontja
OriR (Orbitale inferius R)	Az orbita csontos bemenetének legcaudalisabb pontja
OrsR (Orbitale superius R)	Az orbita csontos bemenetének legcranialisabb pontja
FmsR (Sutura Frontomaxillaris R)	A sutura frontomaxillaris legdistalisabb pontja
OpR (Opticus R)	A jobb oldali canalis opticus intraorbitalis indulásának legdorsaliabb pontja 9 óra irányában.
OpL (Opticus L)	A bal oldali canalis opticus intraorbitalis indulásának legdorsaliabb pontja 3 óra irányában.
JR (Point-J)	A ramus mandibulae ventrális kontúrjának és a mandibula alveolaris nyúlvány kontúrjának metszéspontja
PrCoR (Processus Coronoideus R)	A mandibula processus coronoideusának legcranialisabb pontja
CmR (Condylus medialis R)	A condylus mandibulae legmediálisabb pontja
CiR (Condylus lateralis R)	A condylus mandibulae leglateralisabb pontja
GoR (Gonion R)	A corpus mandibulae alsó éle mentén húzott vonal és a ramus mandibulae dorsalis élére illesztett vonalak metszéspontja
IGoR (Inferior Gonion R)	A corpus mandibulae angulus tájéki legcaudalisabb pontja
PGoR (Posterior Gonion R)	A ramus mandibulae angulus tájéki legdorsaliabb pontja
FoMR (Foramen mentale R)	A foramen mentale legproximalisabb pontja 9 óránál
FoMR (Foramen mentale L)	A foramen mentale legproximalisabb pontja 3 óránál
IIR (Incision inferior R)	A jobb alsó első metsző élének mesialis sarka.
ISR (Incision superior R)	A felső nagymetsző élének a mesialis sarka.
IIAR (Incision inferior apicale R)	Az alsó első metsző gyökerének csúcsa
ISAR (Incision superior apicale R)	A felső első metsző gyökerének csúcsa.

3.2.2 Projekt II.: Arcközépsík meghatározás CBCT adatállományon

Kutatásunk során 60 páciens CBCT felvételét szelektáltuk ki retrospektíven az Arc-Állcsont-Szájsebészeti és Fogászati Klinikán készült képanyagból, és a felvételeket két fő csoportba soroltuk:

I. csoport: 30 páciens (19 nő, 11 férfi, kor 18 - 30 év) szimmetrikus arcformával.

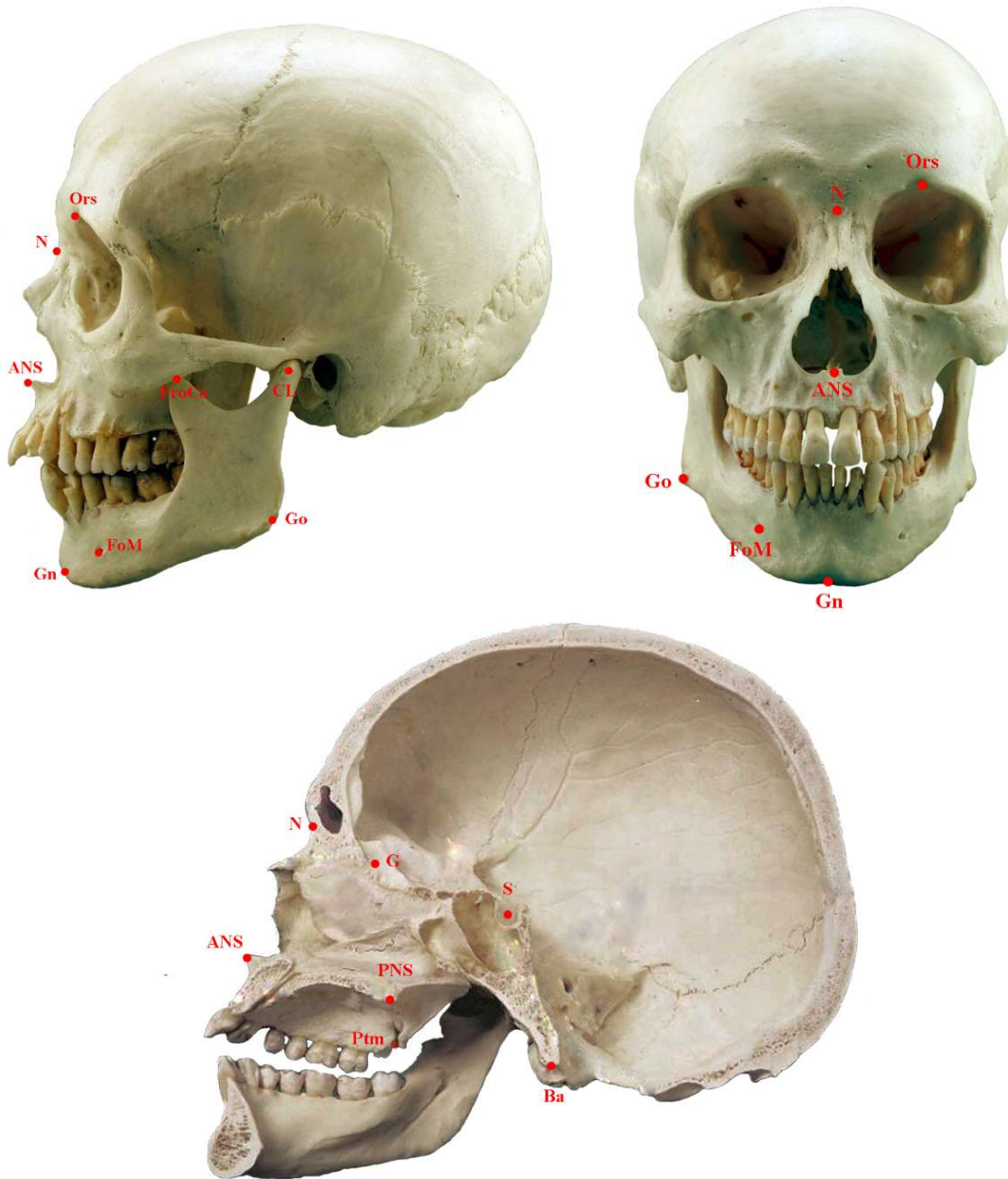
II csoport: 30 páciens (18 nő, 12 férfi, kor 20 - 28 év) mérsékelt-súlyos fokú arcaszimmetriával.

A szelekció során a következő beválogatási kritériumokat vettük figyelembe: európai etnikum, 18 évnél idősebb és 40 évnél fiatalabb életkor, valamint a II. csoport esetében kizárólag fejlődési rendellenesség okozta arcdeformitás [44].

56 CBCT volumen tomogram készült i-CAT Classic gépen két különböző FOV-val 15×13.5 cm (120 kV, 36 mA), and 15×22 cm (120 kV, 37 mA) és 4 CBCT készült Planmeca Promax 3D Max készülékkel 23×26 cm FOV-val (90 kV, 7 mA).

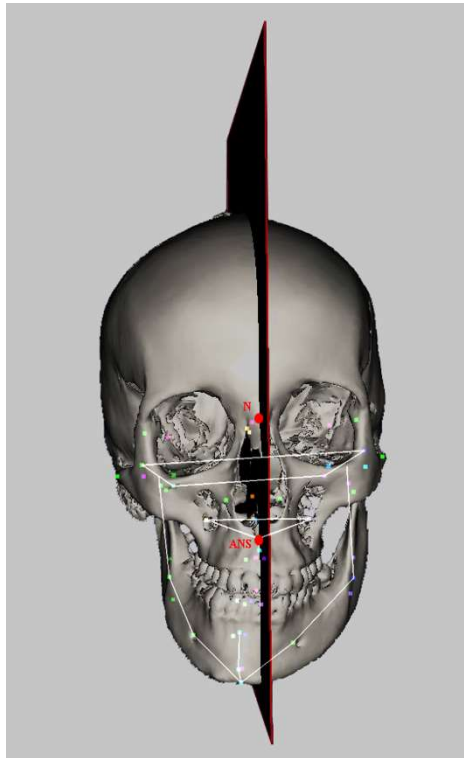
Két vizsgáló egymástól függetlenül kétszer, egy hetes intervallumokkal, detektált 22 szkeletális kefalometriai pontot (8 páratlan, 7 páros) a CranioViewer szoftver segítségével. A pontok lokációját a 29. ábra mutatja. A referencia pontok detektálásánál a MIP és AMIP nézetet a pontok közelítő becsléséhez használtuk és a pontos meghatározás a MPR nézetben történt. 50 regressziós síkot generáltunk a páratlan pontok kombinációjából és további 35 síkot hoztunk létre a páros pontok felezőpontjaiból. Minden regressziós sík esetében 3 pontot alkalmaztunk [44].

SPSS 20.0 (IBM Corporation, Chicago, IL, USA) szoftvert használtuk a statisztikai kiértékeléshez. A mérések pontosságát az intraclass correlation coefficient (ICC) által elemeztük.



29. ábra: Detektált pontok pozíciói oldalirányú, frontális és midsagittalis koonyán. (N:Nasion, G:Crista galli, S:Sella, ANS: Spina nasalis anterior, Ba: Basion, PNS: Spina nasalis posterior, Ptm: Pterygomaxillare) [44]

A kutatás során referenciasíkként a Na-ANS-PNS regressziós síkot használtuk (30 ábra), és meghatároztuk minden esetben az általunk létrehozott regressziós sík és a referencia sík által bezárt szöget mind a két csoportban. A szögértékeket átlaggal és szórással jellemeztük, majd az azonos szögeket kétmintás t-próba segítségével összevetettük a két csoport között. A kiértékelés során azon síkokat választottuk ki, melyek egyik csoportban sem tértek el szignifikánsan a referencia síktól [44].



30. ábra: Nasion (N)-Spina nasalis anterior (ANS)-Spina nasalis posterior (PNS) referencia sík [44]

3.2.3 Projekt III.: Orbitamodul megalkotása CBCT adatállományon

3.2.3.1. Orbitamodul alkalmazása a kutatásban:

Kutatásunk során két vizsgálati csoportot hoztunk létre [45]:

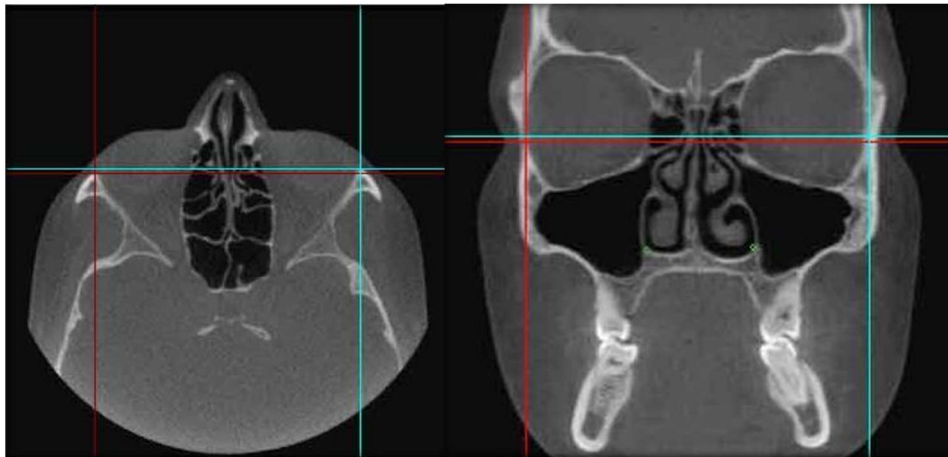
I. Vizsgálati csoport:

20 fő (8 férfi, 12 nő; átlag életkor 43.85 év, 14–76), A páciensek egyoldali orbita enukleáción estek át 9 esetben szemsérülés, 5 esetben szemfájdalom, 5 esetben melanoma és 1 esetben retinoblastoma miatt. Az operációk során FCI hydroxiapatit implantátumot ültettek be 12 páciensnek és alumínium (Bioceramic) implantátumot 8 esetben.

II. Kontroll csoport:

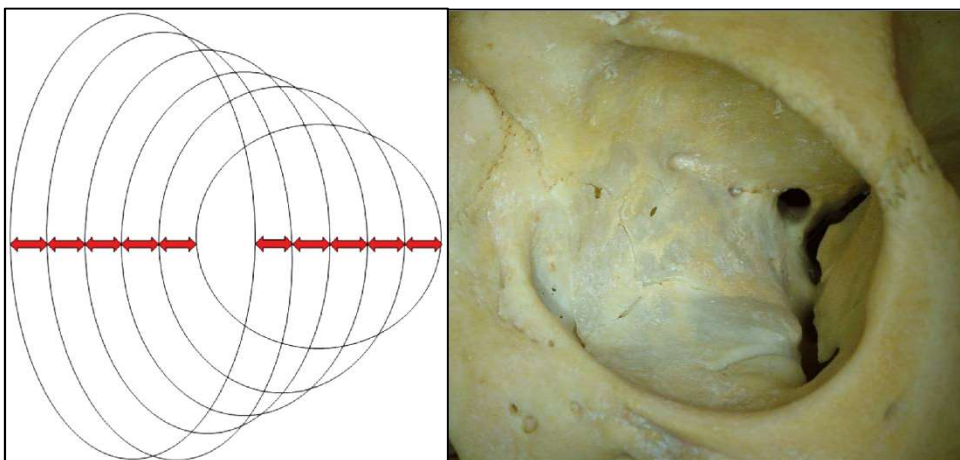
20 fő (7 férfi, 13 nő; átlag életkor 37,4 év, 18–57). A páciensekről fogászati célból készült CBCT felvétel.

Mindkét csoport tagjairól nagy volumenű i-CAT Classic (Xoran Technologies, Ann Arbor, Michigan, USA) volumen tomogram készült a következő paraméterekkel 120 kV, 36 mA. A fej beállításánál a Frankfurti horizontálist vettük figyelembe. A felvételeket DICOM formátumban a CranioViewer programba importáltuk, és a méréseknél Markella Zsolt és Dr. Vízkelety Tamás által az erre a célra kifejlesztett orbita funkciót használtuk. Az MPR nézetben a coronalis szeleten ventrodorsalis irányba kiválasztottuk azt a szeletet, ahol az orbita már folytonos csontos határt alkot, majd az axialis szeleten bejelöltük mindkét oldali orbita ventrolateralis pontját (31. ábra) [45].



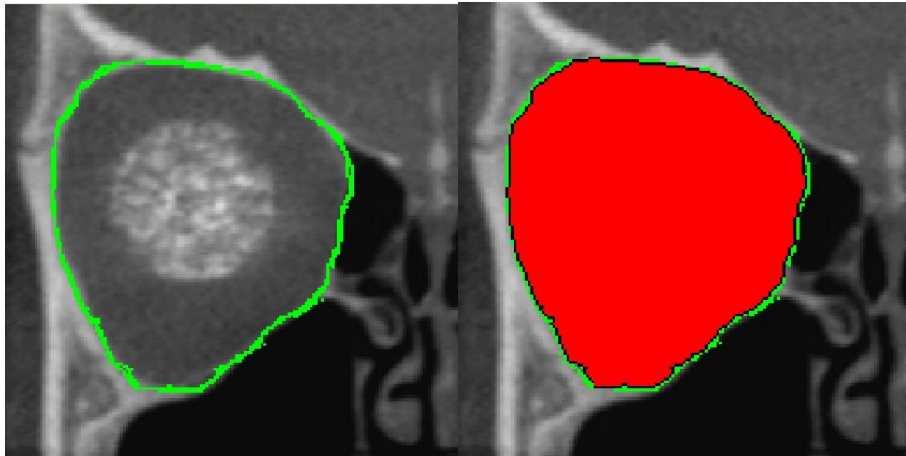
31. ábra: Az orbita detektáláshoz szükséges referenciavonalak kiválasztása az axialis és frontalis szeleteken. Piros : a jobb oldal ;kék: bal oldal. [45]

A szemüreg modulban mindkét oldali szemüregen a kijelölt kék, illetve piros vonalakkal párhuzamosan coronalis szeleteket hoz létre a program. A szeletek közötti intervallum 4,8 mm volt, így átlagosan 5 szelet keletkezett (32. ábra) [45].



32. ábra: Ventrodorsalis irányba létrehozott szeletek sematikus rajza és az orbita anatómiája. [45]

A programban kijelölhetők a szemüreg határolófalai, elzárva a fissurákat és forameneket, majd a program pirossal jelöli ki az adott coronalis szeletben az orbita területét és az adatokat mm^2 –ben adja meg (33. ábra). A méréseket három vizsgáló egymástól függetlenül végezte el minden páciensen. A statisztikai számítás során az SPSS 20 programban (IBM Corporation, Chicago, IL, USA) a két csoporton belül a kétoldali méréseket páros t-próbával hasonlítottuk össze 95%-os szignifikancia szint mellett [45].



33. ábra: Orbita szetelek digitalizálása.[45]

3.2.3.2. Orbitamodul alkalmazása a gyakorlatban:

Az orbitamodul megalkotását követően a funkciót egy 37-éves autóbalesetet szenvedő páciens műtéti tervezése során is hasznosítottuk. A páciens a baleset



34. ábra: Preoperatív arcphotó és laterális telerröntgen.

következtében súlyos arkoonya töréseket szenvedett, és egy vidéki kórházban végezték el a bal oldali szemgolyó enukleációját és a kezdeti helyreállító műtétet. Négy hónap után kereste fel az Arc-Állcsont-Szájsebészeti és Fogászati Klinikát amiatt, mert harapási problémái és arcasszimétriája volt (34. ábra).

A fizikális vizsgálatnál a következő komplikációkat találtuk: 1. 3cm nagyságú nyitott harapás, 2. malokkluzió, 3. kemény, hegesedett szövet a bal oldali buccában 4. a bal oldali orbita alsó fala sokkal lentebb helyezkedett el, mint a jobb oldali. A szemészeti vizsgálat során intact jobb oldali orbitát, és enukleáció utáni állapotot találtunk a bal oldalon. A páciensnek fájdalma nem volt.

Az első panorama felvétel jól mutatta a jelentős malokkluziót (35. ábra), és a nyitott harapást, az i-Cat Classic CBCT (Xoran Technologies, Ann Arbor Michigan, USA) felvételen a bal arcus zygomaticuson és az orbita falon törésvonalak ábrázolódtak, valamint, hogy a bal oldali alsó orbitafal „lesüllyedt” a sinus maxillaris irányába és a dorsalis részén csonthiány is keletkezett (36. ábra).



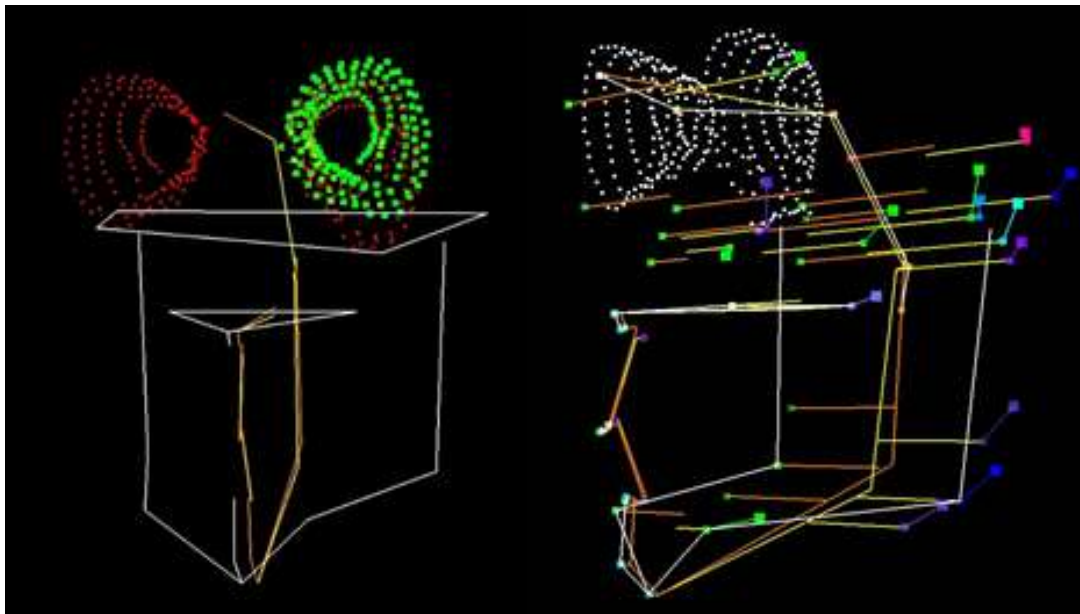
35. ábra: Preoperatív panorama felvétel.

A CBCT adatállományt DICOM forátumban importáltuk a CranioViewer szoftverbe, és 55 kefalometriai pontot detektáltunk a MIP és MPR nézet segítségével. A kezelést két szakaszban terveztük meg: 1. Az okklúzió és az arcasszimétrie helyreállítása. 2. Az orbita rekonstrukciója. Az első részhez arcközépsíkra vetített 2D Hasund méréseket végeztünk mindkét oldalra, valamint 3D mérések alapján terveztük meg a LeFort I osteotomiát, lateralis disztrakciót és az orthodontiai kezelést. A titán lemezek kivétele után eltávolítottuk a hegesedett részt a buccából mely a szájzárát nagymértékben okozta. A fogszabályozás során a fogászati eltérést korrigáltuk.



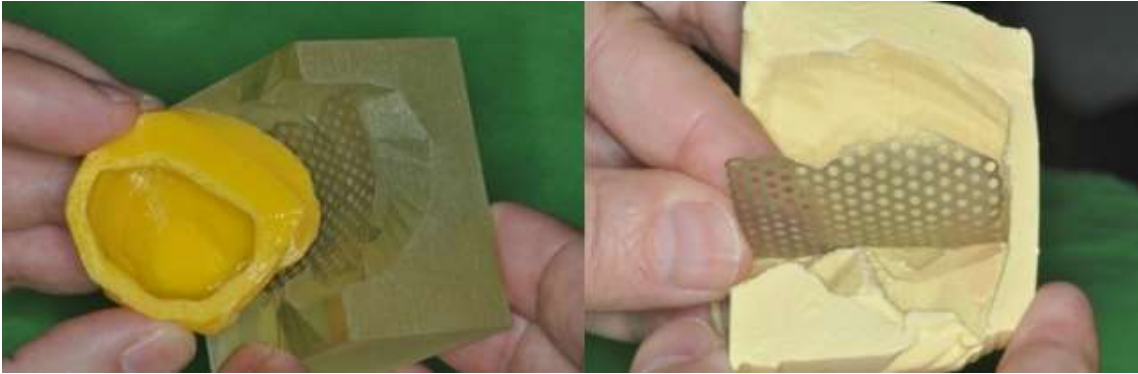
36. ábra: Preoperatív CBCT felvétel.

A szemüregrekonstrukció megtervezéséhez a MPR nézetben kijelöltük az orbita határoló falait, melyeket a program piros és zöld pontokként jelölt a 3D vonalábrán (37. ábra).



37. ábra: Cranioviewer programban végzett tervezés. Piros pontok az eredeti, a zöld pontok a tükrözött ép orbitát szemléltetik.

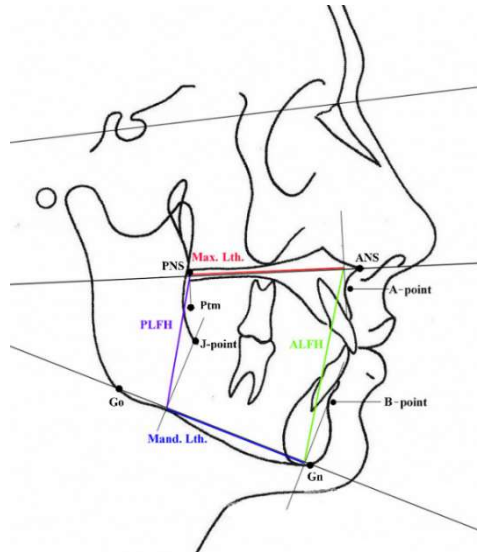
Az ép oldalt az arcközépsíkra tükröztük, majd az STL fájlt 3D printerrel kinyomtattuk mind a tükrözött ép volument, mind a sérült oldal volumenét és annak negatívját. A műtét előtti tervezés során egy titánlemezt előre megformáltunk tükrözött ép orbitavolumen és a sérült oldal negatívja segítségével (38. ábra).



38. ábra: Műtéti tervezés a kinyomtatott minták alapján. [14]

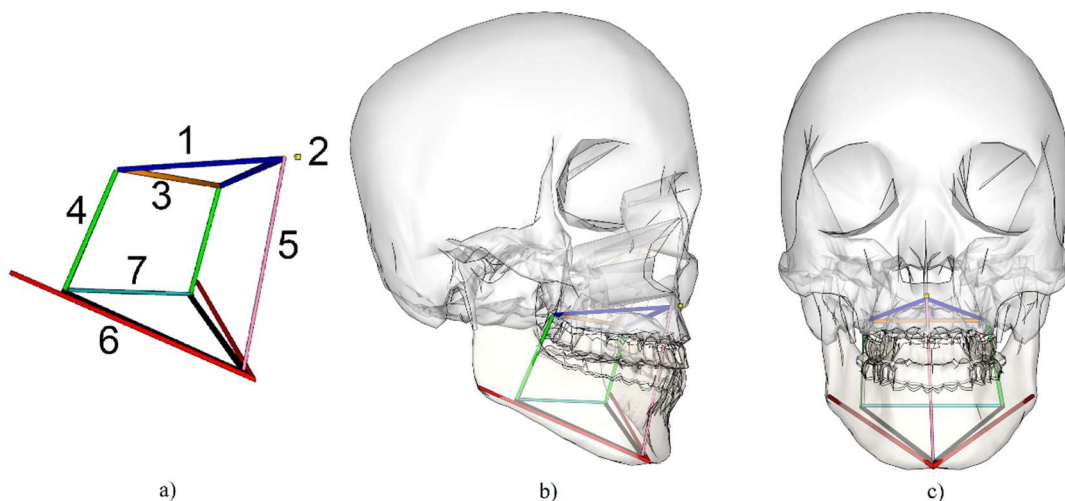
3.2.4 Projekt IV.: Alsó arckoponya elemzése CBCT adatállományon

Etikai bizottság hozzájárulásával 30 Angle I. osztályú páciens (18-30 éves) választottunk ki, akiről nem orthodonciai célú volumen tomogram készült a Semmelweis Egyetem Arc-Állcsont-Szájsebészeti és Fogászati Klinikáján üzemeltetett i-CAT Classic Cone Beam CT berendezésen. A szelekció során a következő kizáró kritériumokat vettük figyelembe: 1. Négynél több tömött fog. 2. Diasthema vagy torlódás. 3. Anatómiai anomália vagy szkeletális aszimmetria. 4. Jelenleg folyó vagy korábban alkalmazott fogszabályozó kezelés [22, 23]. A szkennelést követően középvonali és horizontális vonal pozícióját érintő esetleges korrekciókat az i-CAT Vision szoftver segítségével végeztük el. A $0.4 \times 0.4 \times 0.4$ mm voxelméretű volumen tomogramokon a referenciapontokat három vizsgáló (2 fogorvos és egy radiológus) egymástól függetlenül három alkalommal jelölte be egy hetes intervallumokkal [22, 23]. Miután a pontok definíciói meghatározzák a referenciapontok azonosíthatóságát, és így a mérés precizitását, így az irányelvek mindhárom sík figyelembevételével lettek meghatározva [46-48].



39. ábra: A Quadrilateralis analízis referencia vonalai és pontjai. (PLFH: posterior lower facial height=hátsó alsó arcmagasság; ALFH: anterior lower facial height= elülső alsó arcmagasság; Max. Lth.: maxillary length= maxilla hossz; Mand. Lth.: mandibular length= mandibula hossz; ANS: anterior nasal spine= spina nasalis anterior,, PNS: posterior nasal spine= spina nasalis posterior; Ptm: pterygomaxillare; Go: gonion; Gn: gnathion) [22]

A méréseknél a DiPaolo által megalkotott analízist használtuk. A kétdimenziós elemzésnél a pontok középsíkra vetítése során határoztuk meg a hosszakat (39. ábra) [22], míg 3D-ban már a pontok valódi, térbeli helyzetét vettük figyelembe (40. ábra) [23], ezzel



40. ábra: A DiPaolo-féle Quadrilateralis analízis három dimenziós adaptációja. a) Vonalábra. (1: maxilla hossz, 2: spina nasalis anterior, 3: hátsó maxilla szélesség, 4: hátsó alsó arcmagasság, 5: elülső alsó arcmagasság, 6: mandibula hossz, 7: hátsó mandibula szélesség), b) és c) Laterális és frontális irányban a 3D Quadrilateralis analízis. [23]

elkerülve az esetleges aszimmetriából és az analóg teleröntgen torzításából származó hibákat [22, 23].

Leíró statisztikai elemzések során az SPSS programban (IBM Corporation, Chicago, IL, USA) meghatároztuk a középsíkra vetített kétdimenziós vetületi hosszértékek átlagát, szórását, valamint egymintás t-próba által összevetettük az értékeket a korábban publikált eredményekkel. A 3D vizsgálat során az aszimmetriát a kétoldali lineáris értékekből számolt párosított t-próba segítségével elemeztük, valamint a Quadrilaterális analízis referenciavonalait kibővítettük a maxilla és mandibula szélességgel, és minden anatómiai struktúra esetében meghatároztuk az átlagot és a szórást. Az egyes struktúrák között fellépő függőséget korrelációelemzéssel azonosítottuk annak reményében, hogy az egymást befolyásoló erős hatásoknak köszönhetően a jövőben egyenlettel írhatjuk le az alsó arc alkotóelemeinek arányát.

4. Eredmények

4.1 Projekt I.: Pontazonosíthatóság vizsgálata CBCT adatállományon

A vizsgálók megbízhatóságát az ICC értékekkel jellemeztük minden pontnál az x, y, z koordinátára külön számolva. A vizsgálók közötti megbízhatóság nagyobb, mint 0,86 ICC értékkel rendelkezett, és a vizsgálón belüli vizsgálatnál az ICC 0,9-nél volt nagyobb.

Pontok lokációjának vizsgálatára a koordináták szórásértékeit számoltuk ki minden vizsgálónál. Az intra-obszerver elemzésnél a szórásértékek a legtöbb esetben nem haladták meg az 1 mm-t, kivéve a következő eseteket, ahol a szórás 1,03 és 2,00 mm közé esett: Orbitale Inferior (ob3:X), kétoldali Inferior Gonion (ob1,2,3:Y), Orbitale Inferior (ob3:Y), Zygomatic Arch (ob3:Y), kétoldali Posterior Gonion (ob1,2,3:Z), J-pont (ob2,3:Z), Apertura Piriformis (ob3:Z). A vizsgálók közötti elemzéshez a szórásértékeket átlagát használtuk, melyeket a 6. táblázatban foglaltunk össze. A legtöbb esetben a szórásérték 1 mm alatti volt, kivéve a következő pontokat [43]:

- Az X tengelyen: Orbitale inferior jobb (3.44 mm) és bal (3.56 mm), J-point jobb (1.55 mm) és bal (1.77 mm).
- Az Y tengelyen: Orbitale inferior jobb (2.44 mm) és bal (2.23 mm), J-point jobb (1.8 mm) és bal (1.78 mm), Inferior Gonion jobb (2.9 mm) és bal (3.38 mm), Sutura Zygomaticofrontale jobb (1.32 mm) és bal (1.28 mm).
- A Z tengelyen: Orbitale inferior jobb (2.27 mm) és bal (2.25 mm), J-point jobb (3.37 mm) és bal (3.34 mm), Sutura Frontomaxillare jobb (1,07 mm) bilateral Apertura Piriformis (2.59 mm; 2.56 mm) és Posterior Gonion (2.34 mm; 1.99 mm).

A legmegbízhatóbb koordináták ($SD < 0.2$ mm) a következőknél voltak [43]:

- A X tengelyen: Dens (0.18 mm) és A pont (0.19 mm), Arcus Zygomaticus bal és jobb (0.14 mm; 0.15 mm), Lateral Condyle bal (0,15 mm) és jobb (0,16 mm).
- Az Y tengelyen: Point-A (0.15 mm), Pogonion (0.16 mm) és Point-B (0.18 mm)
- A Z tengelyen: Incision Superior jobb és bal (0.16 mm; 0.17 mm)

6. táblázat: Az egyes pontokhoz tartozó koordináták szórásai.

Pont	SD_X (mm)	SD_Y (mm)	SD_Z (mm)	Pont	SD_X (mm)	SD_Y (mm)	SD_Z (mm)
N	0,21	0,24	0,33	FmsR	0,58	0,92	1,07
G	0,29	0,86	0,58	FmsL	0,65	0,79	0,89
S	0,38	0,24	0,29	OpR	0,68	0,89	0,88
Ba	0,23	0,39	0,27	OpL	0,51	0,97	0,97
De	0,18	0,23	0,36	JR	1,55	1,85	3,37
ANS	0,21	0,31	0,26	JL	1,77	1,78	3,34
A	0,19	0,15	0,55	PrCoR	0,26	0,33	0,28
PNS	0,23	0,28	0,31	PrCoL	0,28	0,28	0,31
B	0,23	0,18	0,52	CmR	0,21	0,32	0,55
Pg	0,26	0,16	0,58	CmL	0,2	0,33	0,55
Gn	0,3	0,39	0,24	CIR	0,16	0,32	0,58
PtmR	0,47	0,4	0,76	CIL	0,15	0,27	0,54
PtmL	0,44	0,43	0,78	GoR	0,27	0,65	0,68
ArR	0,31	0,22	0,49	GoL	0,33	0,7	0,71
ArL	0,36	0,35	0,48	IGoR	0,89	2,9	0,91
ArZyR	0,14	0,66	0,54	IGoL	1	3,38	1
ArZyL	0,15	0,84	0,68	PGoR	0,39	0,81	2,34
ZyFrR	0,62	1,32	1	PGoL	0,39	0,66	1,99
ZyFrL	0,44	1,28	0,84	FoMR	0,56	0,55	0,86
ApPyR	0,42	0,33	2,59	FoML	0,59	0,63	0,93
ApPyL	0,34	0,43	2,56	IIR	0,61	0,28	0,35
SemR	0,29	0,3	0,24	IIL	0,63	0,24	0,33
SemL	0,32	0,28	0,31	ISR	1	0,21	0,16
OriR	3,44	2,42	2,27	ISL	0,89	0,25	0,17
OriL	3,56	2,23	2,25	IAR	0,33	0,46	0,72
OrsR	0,96	1	0,46	IHAL	0,24	0,51	0,74
OrsL	0,83	1	0,47	ISAR	0,25	0,3	0,41
				ISAL	0,29	0,43	0,43

A nehezen azonosítható pontokat három csoportba soroltuk annak megfelelően, hogy az intra, inter-obszerver vagy mindkettő szórásérték nagyobb volt-e mint 2 mm (7. táblázat). Amennyiben a koordinátának csak az inter-obszerver vizsgálatban volt nagy szórása, akkor megbízhatatlanságának okát előszörban a pontatlan definíció és az eltérő gyakorlati tapasztalatban lehet keresni [49], azonban utóbbit az azonos oktatás által igyekeztünk kiközösíteni. Azon pontoknál, ahol a koordináták csak az intra-obszerver esetben tértek el jelentősen, előszörban az anatómiai képletek morfológiai tulajdonságai játszanak nagy

szerepet a pont azonosíthatóságában. Miután ezt a faktort nem lehet javítani, így ezen pontok használata nem javasolt kefalomteriai analízisekhez, illetve használatuk esetében is figyelembe kell venni, hogy mely irányba tesznek lehetővé megbízható lokalizálást [43]. Azokban az esetekben, ahol mind a vizsgálók közötti, mind a vizsgálón belüli értékek nagy szórással rendelkeztek, a pontok nem javasoltak a 3D mérések kivitelezéséhez [43].

7. táblázat: A nagy szórással rendelkező pontok csoportosítása. [43]

Tengely	Intra-obszerver teszt	Inter-obszerver teszt	Intra- and inter- obszerver teszt
X	—	J-pont	Orbitale Inferior
Y	Zygomatic Arch	J-pont Sutura Zygomaticofrontale	Inferior Gonion Orbitale Inferior
Z	—	Orbitale inferior Sutura Frontomaxillare	J-pont Apertura Piriformis Posterior Gonion

4.2 Projekt II.: Arcközépsík meghatározás CBCT adatállományon

A N-ANS-PNS referencia sík és a generált regressziós síkok között bezárt szögértékek átlagát és a szórásukat a 8. és 9 táblázatok foglalják össze [44]. Az egyes síkokat 3 csoportba soroltuk a bezárt szög értéke alapján: 1) < mint 5 fok, 2) 5–10 fok. 3) > 10 fok. A szimmetrikus arcformával rendelkező csoporton belül a páratlan pontokból generált síkok 86%-a rendelkezett < 5 fokos szöggel, ellentétben a páros pontokból alkotott síkokat, ahol ez 74,29% volt [44]. Az arcaszimmetriával rendelkező csoporton belül a páratlan pontokból generált síkok 84%-a és a páros pontokból generált síkok 60%-a mutatott 5 foknál kisebb eltérést a referencia síktól. Továbbá a páros pontok esetében a síkok 14,29%-a mutatott 5 és 10 fok közötti deviációt és 11,43%-a volt nagyobb, mint > 10 fok a szimmetrikus csoportban és 8,57%-volt 5 és 10 fok között és 31,43%-a volt > 10 fok az aszimmetrikus csoportban [44].

8. táblázat: Páratlan pontokból generált regressziós síkok és a referencia sík által bezárt szögértékek. (Ba:Basion, N:Nasion, G:Galli, De:Dens, Gn:Gnathion,S: Sella, ANS:Spina nasalis anterior. PNS: Spina nasalis posterior) [44]

	Szimmetrikus csoport		Aszimmetrikus csoport		P érték *
	Átlag	Szórás	Átlag	Szórás	Átlag
Ba-De-Gn	5,08	4,11	5,27	3,32	0,840
G-Ba-De	4,36	3,04	4,09	4,14	0,770
G-Ba-Gn	1,21	0,64	2,76	1,99	0,000 *
G-De-Gn	1,38	0,79	2,88	2,14	0,001 *
G-S-Ba	1,88	1,01	3,02	2,04	0,009 *
G-S-De	2,28	1,31	3,01	2,14	0,115
G-S-Gn	1,26	0,68	2,93	1,65	0,000 *
S-Ba-De	5,97	4,26	7,53	7,64	0,334
S-Ba-Gn	1,53	0,75	2,99	1,90	0,000 *
S-De-Gn	1,94	1,26	3,29	1,94	0,002 *
ANS-Ba-De	3,98	2,92	3,17	2,78	0,276
ANS-Ba-Gn	1,46	0,88	4,23	3,14	0,000 *
ANS-De-Gn	1,62	0,90	4,35	3,15	0,000 *
ANS-G-Ba	0,89	0,59	1,21	0,89	0,112
ANS-G-De	1,09	0,73	1,30	0,87	0,317
ANS-G-Gn	1,97	1,22	7,93	6,37	0,000 *
ANS-G-S	1,25	1,04	1,71	1,33	0,143
ANS-S-Ba	1,19	0,68	1,62	0,92	0,045 *
ANS-S-De	1,63	1,10	1,77	1,06	0,611
ANS-S-Gn	1,35	0,91	4,50	3,34	0,000 *
PNS-Ba-De	4,32	3,03	3,56	2,69	0,309
PNS-Ba-Gn	1,79	0,97	5,37	3,92	0,000 *
PNS-De-Gn	2,24	1,31	4,83	3,08	0,000 *
PNS-G-Ba	1,55	0,97	2,15	1,49	0,072
PNS-G-De	2,47	1,77	2,90	2,03	0,395
PNS-G-Gn	1,39	0,96	4,28	3,13	0,000 *
PNS-G-S	1,18	0,75	1,94	1,14	0,004 *
PNS-S-Ba	1,63	0,84	2,16	1,19	0,053
PNS-S-De	2,17	1,36	2,45	1,29	0,403
PNS-S-Gn	8,14	7,19	24,40	23,48	0,001 *
PNS-ANS-Ba	12,27	13,22	17,29	14,62	0,325
PNS-ANS-De	12,57	14,10	10,75	9,28	0,557
PNS-ANS-G	0,57	0,47	0,91	0,98	0,091
PNS-ANS-Gn	1,25	0,91	4,17	3,22	0,000 *
PNS-ANS-S	0,91	0,72	1,48	1,18	0,029 *
N-Ba-De	4,23	3,06	3,77	3,52	0,585
N-Ba-Gn	1,12	0,62	2,83	2,05	0,000 *
N-De-Gn	1,26	0,72	3,00	2,15	0,000 *
N-G-Ba	5,46	3,95	4,55	4,54	0,409
N-G-De	4,29	3,40	4,02	3,57	0,765

N-G-Gn	1,54	0,85	3,72	2,26	0,000 *
N-G-S	7,37	5,55	8,15	4,41	0,552
N-S-Ba	1,66	1,02	2,39	1,52	0,032 *
N-S-De	2,11	1,40	2,47	1,62	0,368
N-S-Gn	1,00	0,60	2,76	1,74	0,000 *
PNS-N-Ba	1,63	1,12	1,86	1,51	0,518
PNS-N-De	3,00	2,39	3,01	2,27	0,978
PNS-N-G	2,12	1,71	3,01	2,95	0,16
PNS-N-Gn	1,07	0,78	3,65	2,85	0,000 *
PNS-N-S	0,87	0,70	1,46	1,16	0,021 *

A 8. táblázatból leolvasható, hogy 8 sík (G-Ba-De, ANS-Ba-De, PNS-Ba-De, PNS-ANS-Ba, PNS-ANS-De, N-Ba-De, N-G-Ba, N-G-De) kivételével minden sík nagyobb mértékben tért el a referencia síktól az aszimmetrikus csoportban, mint a szimmetrikusban. A két csoport értékeit kétmintás független t-próbával hasonlítottuk össze. A 9-10. táblázat a teszt eredményeként kapott p értékeket mutatja. A páratlan pontokból generált 50 síkból 25 esetben (50%) és a páros pontokból létrehozott 35 síkból 27 esetben (77%) találtunk szignifikáns eltérést a két csoport között [44].

9. táblázat: Páros pontokból generált regressziós síkok és a referencia sík által bezárt szögértékek. (Ptm: Pterygomaxillare, PrCo:Processus coronoideus, FoM:Foramen mentale, Ors: Orbitale superior, Cl: Condylus letarelis, Cm: Condylus medialis, Go:Gonion) [44]

	Szimmetrikus csoport		Aszimmetrikus csoport		P érték *
	Átlag	Szórás	Átlag	Szórás	
Cl-Cm-FoM	9,86	8,62	18,92	14,98	0,006 *
Cl-Cm-Go	6,28	3,92	15,43	14,14	0,002 *
Cl-Go-FoM	1,65	0,71	4,39	2,21	0,000 *
Cm-Go-FoM	1,76	0,86	4,41	2,37	0,000 *
Ors-Cl-Cm	21,27	22,01	33,75	30,81	0,088
Ors-Cl-FoM	1,93	2,46	3,03	2,12	0,076
Ors-Cl-Go	1,65	0,84	3,52	2,21	0,000 *
Ors-Cm-FoM	1,16	0,56	2,62	1,76	0,000 *
Ors-Cm-Go	1,57	0,95	2,65	1,61	0,004 *
Ors-Go-FoM	1,22	0,67	3,59	2,66	0,000 *
Ors-PrCo-Cl	2,43	1,75	3,44	2,63	0,097
Ors-PrCo-Cm	2,37	1,80	3,74	3,08	0,051
Ors-PrCo-FoM	1,59	1,06	4,32	3,28	0,000 *
Ors-PrCo-Go	4,18	3,61	13,76	17,26	0,009 *
Ptm-Cl-Cm	12,83	10,46	26,85	22,90	0,004 *

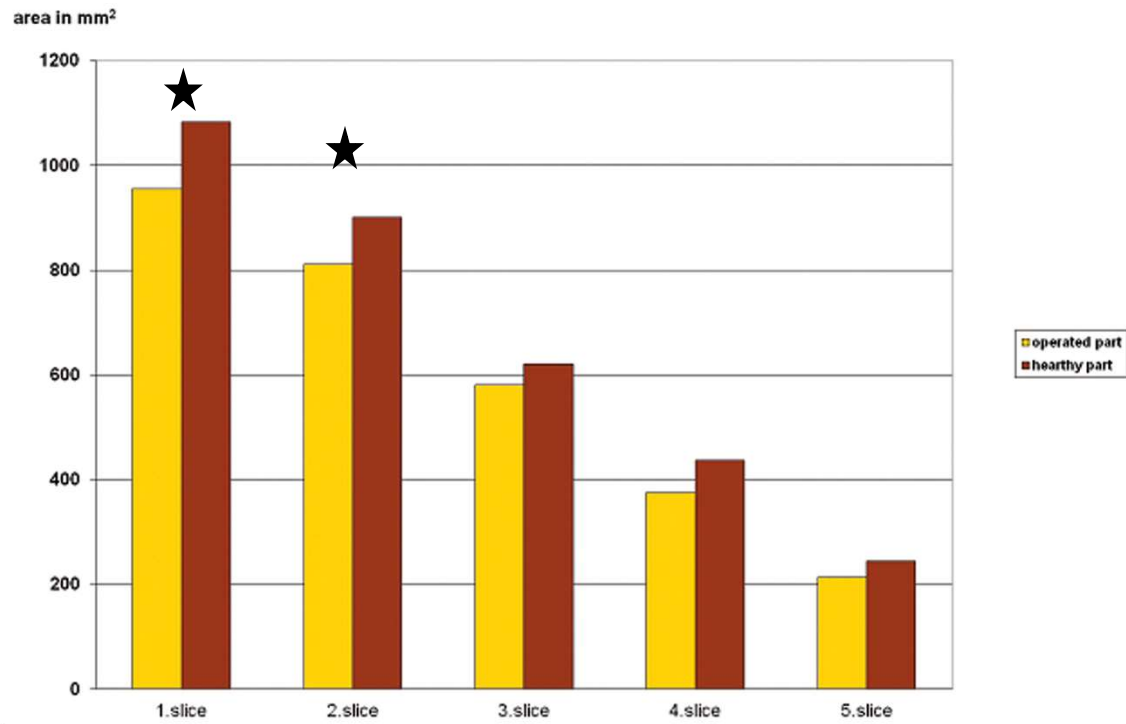
Ptm-Cl-FoM	6,35	5,27	13,07	17,28	0,049 *
Ptm-Cl-Go	2,23	1,10	3,51	1,78	0,002 *
Ptm-Cm-FoM	5,02	3,67	11,21	8,03	0,000 *
Ptm-Cm-Go	2,17	1,03	3,33	1,60	0,002 *
Ptm-Go-FoM	1,81	1,00	4,36	2,64	0,000 *
Ptm-Ors-Cl	1,72	1,14	2,21	1,46	0,158
Ptm-Ors-Cm	1,78	0,99	2,41	1,93	0,119
Ptm-Ors-FoM	1,44	0,88	6,19	5,85	0,000 *
Ptm-Ors-Go	26,88	21,99	29,06	19,48	0,724
Ptm-Ors-PrCo	4,53	3,33	12,26	15,56	0,017 *
Ptm-PrCo-Cl	2,65	1,28	4,26	2,82	0,007 *
Ptm-PrCo-Cm	2,73	1,23	4,05	2,84	0,025 *
Ptm-PrCo-FoM	3,89	2,40	5,76	3,72	0,000 *
Ptm-PrCo-Go	7,08	4,56	17,80	20,45	0,009 *
PrCo-Cl-Cm	29,26	26,00	36,68	25,84	0,272
PrCo-Cl-FoM	1,90	1,13	4,86	2,65	0,000 *
PrCo-Cl-Go	1,75	0,94	3,51	1,70	0,000 *
PrCo-Cm-FoM	1,92	1,11	5,18	3,34	0,000 *
PrCo-Cm-Go	1,79	0,92	3,36	1,68	0,000 *
PrCo-Go-FoM	1,40	0,73	4,22	2,64	0,000 *

A 9. táblázat alapján szelektáltuk ki azokat a síkokat, melyek a referencia síktól minimálisan tértek el (< 2 fok) és a két csoport között nem mutattak szignifikáns eltérést. A kiválasztott síkok az ideális arcközépsíkot jelképező referencia síkkal közel megegyeznek, és ezek jelentőségét a táblázatban félkövér betűvel emeltük ki [44].

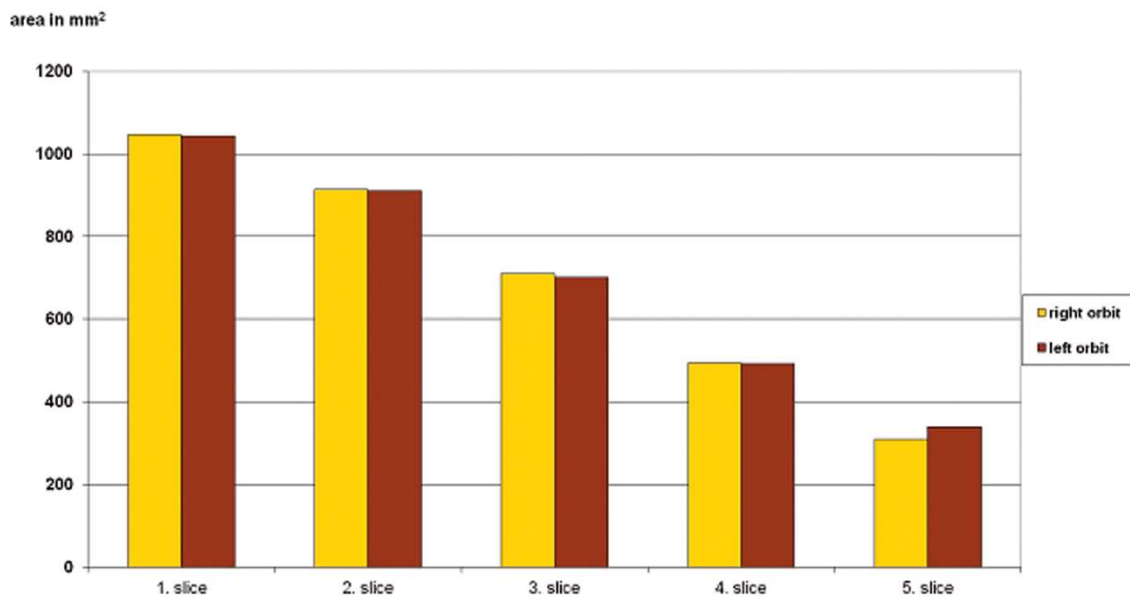
4.3 Projekt III.: Orbitamodul megalkotása CBCT adatállományon

4.3.1. Orbitamodul alkalmazása a kutatásban

A vizsgálati csoporton belül 5 esetben találtunk szignifikáns eltérést az első 4 vagy 5 szeletnél az operált és ép oldal területei között, és 12 esetben volt szignifikáns eltérés az 1,2 vagy 3 szeletnél (41. ábra) [45]. Minden esetben az enukleáción átesett orbita volumene és a szeletek területe kisebb volt, mint az ép oldalé. A kontroll csoporton belül nem volt szignifikáns eltérés a két oldal között (42. ábra) [45].



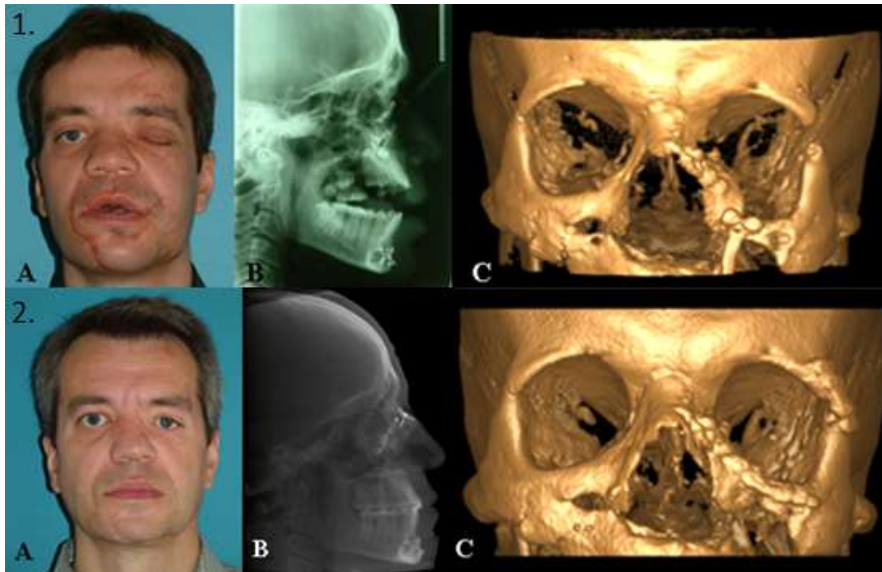
41. ábra: Vizsgálati csoportban mért szeletek területei az ép és sérült oldalon [45] A ★ jel a szignifikáns eltérést jelzi a két oldal között 95%-os szignifikancia szint mellett.



42. ábra: Kontroll csoportban mért szeletek területei a jobb és bal oldalon. [45] ($p=0,005$ szignifikancia mellett)

4.3.2. Orbitamodul alkalmazása a gyakorlatban

A műtéti kezelés során a mind a maxilla, mind a mandibula szabályos pozícióba került, a frakturákat titán lemezzel rögzítettük, valamint az orbitát határoló falakat helyreállítottuk és rögzítettük. A 43. ábra mutatja a műtét előtti és a műtét utáni állapotot.



43. ábra: Pre (1) és postoperatív (2) állapot. A. arcfotó B. teleröntgen, C. CBCT felvétel

Az ortognátiái műtétekkel kombinált fogszabályozó kezeléssel az okklúziót korrigáltuk, és a nyitott harapást elimináltuk (44. ábra).



44. ábra: A műtétekkel kombinált fogszabályozó kezelés stádiumai

4.4 Projekt IV.: Alsó arckoponya elemzése CBCT adatállományon

A kétdimenziós elemzés során, azaz a középsíkra vetített értékeknél (1. táblázat) a maxilla vetületi hossz ($p=0.02$), a mandibula vetületi hossz ($p=0.016$), az ALFH ($p=0.00$), PLFH ($p=0.00$) és LFH ($p=0.00$) esetében szignifikánsan különbözött az 1984-es eredményektől. A szórások 2.66 és 5.20 mm között voltak, a legnagyobb standard deviációval mind a jelenlegi, mind a korábbi vizsgálatban az ALFH (elülső alsó arcmagasság) rendelkezett, azonban ez a korábban publikált 3.5 mm-ről 5.20 mm-re növekedett (10. táblázat) [22, 23].

10. táblázat: A Quadrilateralis analízis kétdimenzióban mért értékei és a Di Paolo által meghatározott referenciaértékek. [22]

	Átlag [mm] Di Paolo Normodivergens csoport	SD [mm]	Átlag [mm] 2D Normodivergens csoport	SD [mm]	p érték
Maxilla	50,90	2,00	51,81	2,66	0,02*
Mandibula	50,00	2,50	50,87	3,36	0,016*
ALFH	60	3,5	63,93	5,20	0,000*
PLFH	39,4	2,2	45,29	4,08	0,000*
LFH	49,70	2,80	54,59	4,18	0,000*

11. táblázat: Három dimenziós adatállományon mért lineáris értékek. [23]

	Átlag (mm)	SD (mm)
Maxilla hossz (jobb)	56.94	3.07
Maxilla hossz(bal)	56.92	3.19
Mandibula hossz (jobb)	61.18	4.29
Mandibula hossz (bal)	61.15	4.21
Elülső alsó arcmagasság	63.73	5.20
Hátulsó alsó arcmagasság (jobb)	44.43	3.65
Hátulsó alsó arcmagasság (bal)	44.04	3.74
Hátulsó maxilla szélesség	45.75	3.48
Hátulsó mandibula szélesség	67.06	4.65

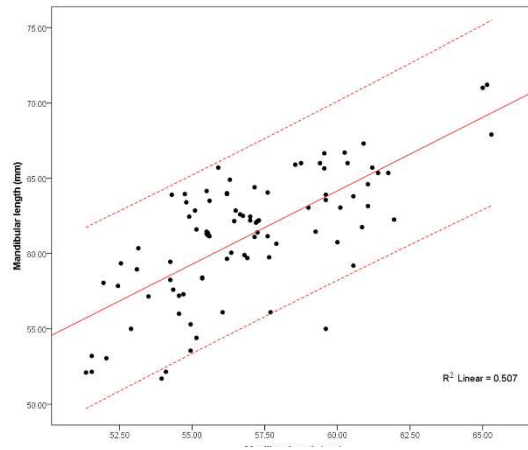
A háromdimenziós eredményeket 11. táblázat mutatja, és a szórásértékek 3.06 mm és 5.20 mm között helyezkedtek el, és a legnagyobb varianciával az ALFH rendelkezett. Az értékek a jobb oldalon nagyobbak voltak, és a két oldal közötti különbség 0.02 mm a maxilla hossz, 0.03 mm a mandibula hossz, és 0.22 mm a PLFH esetében. A kétoldali mérések között statisztikailag ($p \geq 0.05$) nem volt szignifikáns eltérés (maxilla: $p = 0.888$,

95% konfidencia intervallum [CI]: [-0.25, 0.3 mm]; mandibula: $p = 0.873$, 95% CI: [-0.24, 0.34 mm]; PLFH: $p = 0.058$, 95% CI: [-0.04, 0.65 mm]). Az eltérés nem haladta meg az 2 mm-t a két oldal között, így klinikailag sem volt releváns az eltérés a két oldal között.

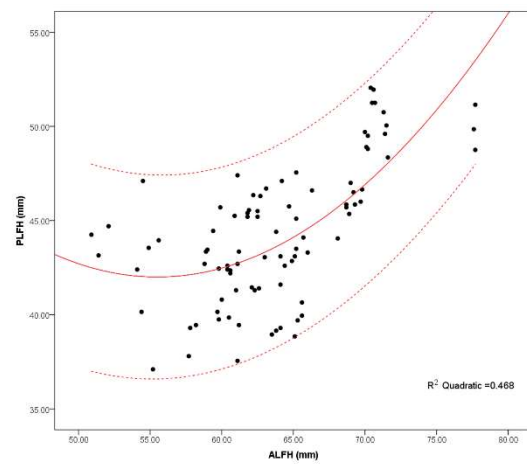
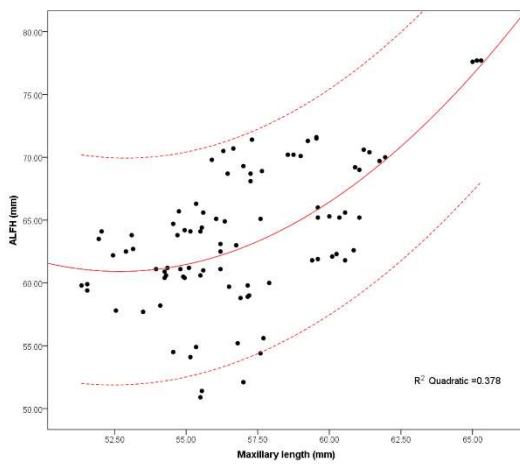
A DiPaolo analízis mindhárom síkra történő kiterjesztése során meghatározott hossz és szélességértékek közötti korrelációkat a 12. táblázat mutatja. Az r érték 13 esetben a 15-ből nagyobb volt, mint 0,3, ami a struktúrák között közepes és erős korrelációra utal, kivéve a maxilla és mandibula szélességet leíró szöveget, melyeknél a korrelációs együttható értéke -0.2 és +0.2 között helyezkedett el, vagy $p > 0.05$. A 45. ábra egy lineáris regressziós összefüggést, a 46. ábra egy másodfokú és a 47. ábra egy multifaktoros regressziós modellt mutat [22, 23].

12. táblázat: Az anatómiai struktúrák közötti korreláció. [23]

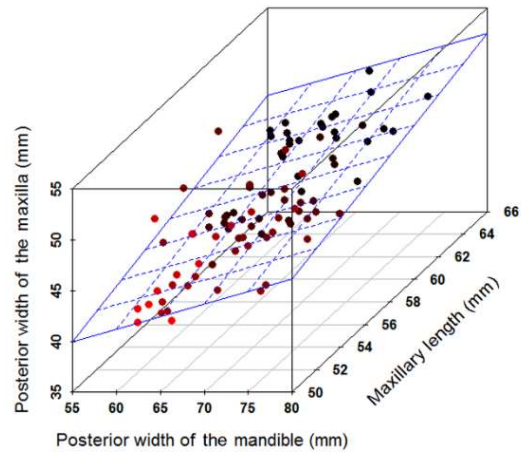
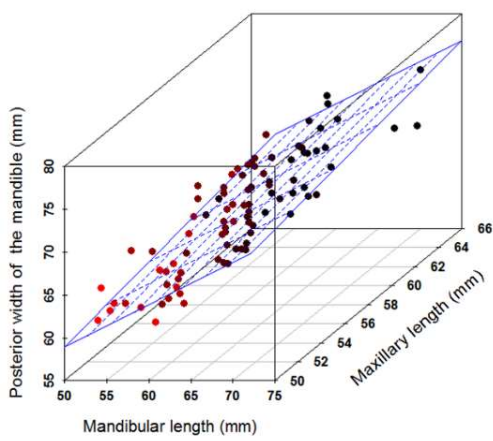
		Maxilla hossz	Mandibula hossz	ALFH	PLFH	Maxilla szélesség	Mandibula szélesség
Maxilla hossz	Pearson corr.	1	0.712**	0.570**	0.416**	0.469**	0.358**
	Sig. (2- tailed)		0.000	0.000	0.000	0.000	0.001
Mandibula hossz	Pearson corr.		1	0.501**	0.358**	0.441**	0.696**
	Sig. (2- tailed)			0.000	0.001	0.000	0.000
ALFH	Pearson corr.			1	0.621**	0.396**	0.294**
	Sig. (2- tailed)				0.000	0.000	0.005
PLFH	Pearson corr.				1	0.243*	0.361**
	Sig. (2- tailed)					0.021	0.000
Hátsó maxilla szélesség	Pearson corr.					1	0.454**
	Sig. (2- tailed)						0.000
Hátsó mandibula szélesség	Pearson corr.						1
	Sig. (2- tailed)						
**Correlation is significant at the 0.01 level (2-tailed).							
*Correlation is significant at the 0.05 level (2-tailed).							



45. ábra: Lineáris kapcsolat a maxilla és mandibula hossz között [23]



46. ábra: Másodfokú kapcsolatok. [23]



47. ábra: Multifaktoriális regressziós modell. [23]

A kiszámolt standard hibát a csúszónorma szemlélteti, melyet egy grafikus boksza helyezettünk (63 táblázat). Az alsó arcot jellemző ideális értékek (y) a táblázat azonos sorában található meg, és a normál érték intervallumait a standard hiba segítségével a következő képlet alapján számolhatók ki: $y \pm \text{standard error (SE)}$. Ennek megfelelően, ha a maxilla hossz 60 mm, a hozzá tartozó ideális értékek az adott sorban találhatóak, és a tolerálható limit a mandibula hosszánál 64.15 ± 3 mm, a maxilla szélességénél 47.44 ± 3 mm, a mandibula szélességénél 68.74 ± 3 mm, az ALFH-nál 65.40 ± 4.5 mm, és a PLFH-nál 42.90 ± 2.5 mm (13. táblázat) [22, 23].

63. táblázat: Csúszónorma [23]

Maxilla hossz	Mandibula hossz	Maxilla szélesség	Mandibula szélesség	ALFH	PLFH
(mm)	(mm)	(mm)	(mm)	(mm)	(mm)
50.00	54.40	42.09	63.30	60.94	41.49
51.00	55.38	42.63	63.84	60.46	41.39
52.00	56.35	43.16	64.39	60.18	41.34
53.00	57.33	43.70	64.93	60.12	41.32
54.00	58.30	44.23	65.47	60.25	41.35
55.00	59.28	44.77	66.02	60.60	41.41
56.00	60.25	45.30	66.56	61.14	41.53
57.00	61.23	45.84	67.11	61.90	41.71
58.00	62.20	46.37	67.65	62.86	41.98
59.00	63.18	46.91	68.19	64.03	42.37
60.00	64.15	47.44	68.74	65.40	42.90
61.00	65.13	47.98	69.28	66.98	43.62
62.00	66.10	48.51	69.83	68.76	44.57
63.00	67.08	49.05	70.37	70.75	45.80

Reference line	SE
	(mm)
Maxilla hossz	±2
Mandibula hossz	±3
Maxilla szélesség	±3
Mandibula szélesség	±3
ALFH	±4.5
PLFH	±2.5

5. Megbeszélés

A háromdimenziós CBCT adatállományon végzett tervezés számos új lehetőséget biztosít a korábbi röntgen alapú kétdimenziós műtéti tervezéshez képest, azonban a kétdimenziós mérések három dimenzióba történő adaptálása több ponton is hiányos, így ezen pontok tudományos vizsgálata szükséges egy komplex 3D analízis létrehozásához.

5.1 Projekt I.: Pontazonosíthatóság vizsgálata CBCT adatállományon

Az adaptáció első lépéseként megvizsgáltuk, hogy a két dimenzióban használt referencia pontok közül mely pontok használhatók megbízhatóan CBCT adatállományon. Bár az irodalomban számos tanulmány vizsgálta a pontok azonosíthatóságát, de ehhez általánosan lineáris vagy anguláris méréseket alkalmaznak [48, 50-53], és nem a konkrét pont koordinátáit vizsgálják. Ennek köszönhetően a korábbi kutatások meghatározták mely mérések nem javasoltak a háromdimenziós adatállományon, viszont nem fókuszáltak arra, hogy mely pont és milyen irányba detektálható pontosan.

A pontok azonosíthatóságát számos tényező befolyásolja, így például, hogy a detektálás mely nézetben történik. Az irodalomban néhány cikkben összehasonlították már az MPR nézetet, a felület renderelt felszínen és az in vitro módon történő pontbejelölést. Fernandes és munkatársai 2014-ben, Neiva és munkatársai 2015-ben következtetésként vonták le, hogy az MPR-en történő digitalizálás szignifikánsan pontosabb, mint a VR modellen [31, 54]. Egy másik tanulmány igazolta, hogy az MPR-en végzett detektálás során az ICC értéke magasabb volt ($ICC > 0.90$ in 82.16%), mint a 3D rekonstrukció használatakor ($ICC > 0.90$ in 67.76%) [54]. Katkar és munkatársai pedig következtetésként vonták le, hogy a felületrenderelt felszínen történő pontbejelölés nem növeli a pont pontosabb detektálását, csak a mérés időtartamát rövidíti [55]. Mindezeknek köszönhetően jelen kutatásunkban a pontok azonosításához a MIP nézetet csak a pont viszonylagos betájolásához használtuk, de a pont bejelölése az MPR nézetben történt.

Másik fontos tényező Bookstein és Frogia szerint, a pontok definíciója, és emiatt a kutatásunkban a pont definiálása nagy körültekintéssel minden tengelyt figyelembe véve történt [46, 56]. Vizsgálatunk során az intra és inter-obszerver ICC értéke minden tengelyen hasonlóan magas volt, mint amit Zamora és munkatársai publikáltak. [57]. Oliveria és csapata utóbbiaknál kisebb korrelációt tapasztalt, az intra-obszerver esetek 85%-ban és az inter-obszerver esetek 65%-ban volt az $ICC \geq 0.9$ [58]. Összességében az általunk végzett és az irodalomban megjelent kutatások is azt mutatják, hogy a ICC értékek többnyire magasak, így a pontok adaptálása általában könnyen kivitelezhető.

A pontok koordinátáinak a szórásértékei Zamora munkásságán kívül kevés irodalmi adattal összevethetők. Zamora kutatásában saját kutatásunkhoz hasonlóan a középvonali pontok lettek a legjobban azonosítható referencia pontok. [57]

A jelen vizsgálatban a legkevésbé megbízható pontokat szelektáltuk ki annak érdekében, hogy megvizsgáljuk a pontatlanabb detektálás okát. Ezen pontok koordinátáit három csoportba soroltuk annak alapján, hogy az inter-, intra-obszerver szórás vagy mindkét szórás volt klinikailag jelentős. A 7. táblázat segítségével látható, hogy a J-pont, sutura zygomaticofrontale, sutura frontomaxillaris, orbitale inferior bizonyos koordinátáinak csak az inter-obszerver deviációja volt nagy, így a pontazonosíthatóság a definíció javításával és több gyakorlattal javítható. Ezzel szemben az arcus zygomaticus y koordinátájánál, aminél az intra-obszerver deviáció volt kiugró, az anatómiai helyzet és a képminőség lehet a probléma a detektálás során. A képminőség jelentőségét igazolja Katkar és munkatársai cikke, melyben a pontok bejelölését két különböző CBCT gépen készült felvételeken hasonlították össze. Következtetésként azt vonták le, hogy szignifikáns különbségeket találtak több pont esetében is, és ezen esetek egy részében a landmarkok a Galileos, a másik részében az i-CAT készüléken voltak pontosabban meghatározhatók [55]. Ennek következtében a pontdetektálást nem lehet egyértelműen javítani egy magas minőségű CBCT készüléssel, így azon pontok használata, melynek koordinátái nagy szórásértékkel rendelkeztek az intra-obszerver vagy intra és inter-obszerver vizsgálat során, nem javasoltak a CBCT alapú kefalometriához.

5.2 Projekt II.: Arcközépsík meghatározás CBCT adatállományon

Számos orthognathiai és rekonstruktív műtét célja az arcszimmetria helyreállítása. Korábban a 2D képalkotási technikákat, mint például posteroanterior kefalogram, photogram, alkalmazták a tranzverzális deváció meghatározásához, azonban a 3D CBCT megnyitotta az utat az aszimmetria pontos meghatározásához [59].

Az arcközépsík 3 dimenzióban történő meghatározása egy complex feladat, hiszen nincs lehetőség a valós arcközépsík fizikális mérésére. Az irodalomban jelenleg nincs konszenzus arról, hogy milyen módon érdemes az arcközépsíket CBCT adatállományon meghatározni. A leggyakrabban használt módszer a kefalometria alapú síkgenerálás, mely során 3 kefalometriai pontból [60, 61] vagy egy pont és egy sík által állítanak fel egy regressziós síkot [62]. Ennek a technikának az előnye, hogy a gyakorlatban könnyen alkalmazható, de nincs megegyezés, hogy mely pontokból lehet megbízható arcközépsíket létrehozni. Swennen szerint a sella-nasion-menton pontok alkalmasak erre a célra, [61], míg Jin-Hyoung és munkatársai a sella-nasion-basion kombinációt javasolták[60]. Ezzel szemben a morfometriai megközelítés képes az egyéni arcközépsíket meghatározni az arc ép részére alapozva [62, 63]. Ennek a módszernek a hátránya, hogy világszinten mindössze kevés számítógépes program képes erre, továbbá nem alkalmazható, amennyiben nincs elegendő intakt része az arckoponyának.

Shin és munkatársai meghatározták, hogy a morfometriai síkot legjobban N-ANS-PNS sík közelíti. Thizen azonban kiemelte ezen kutatás limitációit, és javasolta több kefalometriai pont vizsgálatát hangsúlyozva a koponyaalap pontjainak megbízhatóságát [64]. Továbbá az orrtörés az egyik leggyakoribb töréstípus az arckoponyán [65] és néhány cikk spina nasalis anterior frakturát is dokumentált [66, 67]. Mindezekon túl Shin és munkatársai közleményében kizárólag szimmetrikus arcformákat vizsgáltak, így saját kutatásunkban a pontkombinációból előállított sík vizsgálatán túl szeretnénk volna elemezni az eltéréseket szimmetrikus és aszimmetrikus koponyák között.

Eredményeink azt igazolták, hogy a referenciasíkhöz viszonyított legkisebb eltérést a szimmetrikus csoportban a páratlan pontokból előállított síkok esetében kaptuk.

Ebben a csoportban 62%-a a két sík által bezárt szögeknek < 2 fok volt: ANS-G-Ba, ANS-G-S, ANS-S-De, PNS-G-Ba, PNS-S-Ba, PNS-Spa-G, G-Ba-Gn, G-De-Gn, G-S-Ba, G-S-Gn, S-Ba-Gn, S-De-Gn, Spa-Ba-Gn, Spa-De-Gn, Spa-G-De, Spa-G-Gn, Spa-S-Ba, Spa-S-Gn, Spp-Ba-Gn, Spp-G-Gn, Spp-G-S, Spp-Spa-Gn, N-Ba-Gn, N-De-Gn, N-G-Gn, N-S-Ba, N-S-Gn, PNS-N-Ba, PNS-N-Gn, PNS-N-S. Ezzel ellentétben a páros pontokból generált síkoknál a következők rendelkeztek 2 foknál kisebb eltéréssel: Cl-Go-FoM, Cm-Go-FoM, Ors-Cl-FoM, Ors-Cl-Go, Ors-Cm-FoM, Ors-Cm-Go, Ors-Go-FoM, Ors-PrCo-FoM, Ptm-Go-FoM, PrCo-Cl-FoM, PrCo-Cl-Go, PrCo-Cm-FoM, PrCo-Cm-Go, PrCo-Go-FoM [44].

A szimmetrikus és aszimmetrikus csoportok összevetése során látható volt, hogy az aszimmetrikus csoport szögértékei a másik csoporthoz képest növekedtek. Másik fontos konklúzió volt, hogy a páratlan pontokból generált síkok kevésbé tértek el a két csoporton belül. Ennek hátterében a periféria és a központi részek eltérő fejlődési folyamata állhat.

A referencia síkot helyettesíthető síkokat többlépcsős szelekció során válogattuk ki, melynek eredményeképp a következő síkokat válogattuk ki: ANS-G-Ba, ANS-G-S, ANS-S-De, PNS-G-Ba, PNS-S-Ba, PNS-ANS-G and PNS-N-Ba. A legkisebb eltérések PNS-ANS-G (< 1 fok) rendelkezett, mely 2 pontot is tartalmaz a referencia síkból. Mivel a SNA egy sérülékeny pont, így a következő síkokat javasoljuk helyette: PNS-G-Ba, PNS-S-Ba, PNS-N-Ba [44]. Az irodalomban ezen pontok a megbízhatóan azonosítható pontok közé tartoznak. Például Lisboa és munkatársai publikálták, hogy a median saggitalis pontok rendelkeznek a legnagyobb megbízhatósággal [59]

A páros pontok esetében egy sík sem tért el < 1 eltéréssel a referenciától az aszimmetrikus csoportban, és mindössze két sík esetében találtunk nem szignifikáns eltérést a két csoport között, de a szögérték nagyobb volt mint 2 fok: Ptm-Ors-Cl (szimmetrikus csoport átlag: 1.72 fok, aszimmetrikus csoport átlag: 2.21 fok) és a Ptm-Ors-Cm kombináció (szimmetrikus csoport átlag: 1.78 fok, aszimmetrikus csoport átlag: 2.24 fok) [44].

5.3 Projekt III.: Orbitamodul megalkotása CBCT adatállományon

Az orbita vizsgálatára a rutin diagnosztikában az MRI és CT képalkotás terjedt el, de mindkét módszer esetében a szeletvastagság átlagosan 3 mm-es, ugyanis az ennél vékonyabb szeletek esetében már a jel-zaj arány kedvezőtlen a képminőség szempontjából. A csontos orbita 3D felület renderelt leképezése bár jól demonstrálja az orbitát érintő töréseket [68], de a kép minőségét a felvétel felbontása nagyban meghatározza. Koppen és munkatársai protézissel rendelkező szárított koponyákat vizsgáltak meg CT készülékkel és az implantátum volumenét hasonlították össze a CT kép alapján automatikusan mért volumennel. A kutatásuk következtetéseként közölték, hogy a CT alapú automatikus volumenmérés nem biztosít elegendő pontosságot a klinikai alkalmazáshoz [69]. A CBCT megjelenésével lehetőség nyílt jó felbontással megjeleníteni az orbita csontos falát kifejezetten alacsony sugárdózis mellett.

Az orbita volumenmeghatározás és orbita leképezés számos esetben szükséges a preoperatív tervezés során, mint például törések helyreállításánál, prothesis implantálásnál és akár enophtalmus vizsgálatánál is [70]. A blow-out fraktura az egyik leggyakoribb orbita töréstípus, melynél a kezelés preoperatív megtervezése jelentősen befolyásolhatja a postoperatív sikerességet. A kutatásunk során kimutatható volt az enukleált orbita volumencsökkenése, és a ventrodorsalis irányú elemzésnek köszönhetően láthatóvá vált, hogy a periférián az orbitavolumen redukciója jelentősebb volt, mint a koponya centrumához közelebbi részeken [45]. Ennek gyakorlati jelentősége lehet egy enukleációt követő implantálás tervezésénél a későbbi szövődmények elkerülése végett.

Az orbitamodul gyakorlati hasznosítását szemlélteti az esetbemutató, mely kifejezetten hangsúlyozza az általános kórházi és egy CBCT-vel rendelkező szakmaspecifikus klinikai ellátás közötti különbséget. Az irodalomban Xia és munkatársai is igazolták, hogy számítógép vezérelt diagnosztika és tervezés egy gyorsabb, pontosabb és kevésbé költséges kezelést biztosít, mint a hagyományos módszerek [71].

5.4 Projekt IV.: Alsó arckoponya elemzése CBCT adatállományon

Bár az első kefalogram elkészítésével megjelentek az újabbnál újabb koponyamérési analízisek, mégis egy sem volt 1984-ig, amely kizárólag az alsó arc leírását tűzte volna ki célul, valamint az anguláris értékelés helyett lineáris modellt alkalmazott volna.

A Quadrilaterális elemzés jelentősége abban rejlik, hogy nem veszi figyelembe a Sella és Nasion által leírt koponyaalapot az alsó arc vizsgálata során. Ennek az a magyarázata, hogy a hagyományos kefalometriában leggyakrabban alkalmazott ANB-szög és az ezen alapuló antero-poszterior viszonyok leírása számos esetben hibás következtetést vonhat maga után. Így például a fejlődési rendellenességekből származó kóros vertikális és horizontális Nasion/Sella helyzetek, alsó arc komplexus rotációk, valamint a traumás sérülésekből adódó Nasion sérülések, diszlokációk mind téves értékekhez vezethetnek.

Di Paolot megelőzve bár születtek próbálkozások e probléma megoldására, mint például a WITS [72] analízis, mely az alsó arcban maradvá írja le az állcsontok között található antero-poszterior eltéréseket az A- és B-pontnak az okklúziós síkra való merőleges rávetítésével, azonban nem határozza meg sem a “kóros” állkapocs, sem azt, hogy az antero-poszterior irányban létrejött diszkrepanciáért az eltérő állkapocs pozíciója, vagy mérete-e a felelős.

A Quadrilaterális analízis a dentoalveoláris viszonyoktól függetlenül, az alsó arc szkeletális komplexusával foglalkozó analízis, mely előre jelzi a páciens növekedési mintáját, meghatározza a rendellenesség pontos lokalizációját, így segítséget nyújt individuális kezelési terv elkészítésében [21, 73-76]

A középvonali síkra vetített 2D elemzés, valamint az eredeti 2D hosszértékek között szignifikáns különbség figyelhető meg, mely több faktor befolyásoló hatására vezethető vissza:

- Vizsgálati csoport: Az etnikumból adódó anatómiai eltérések, valamint a beválasztási kritériumok kisfokú eltérése is befolyásoló tényezőként lép fel.

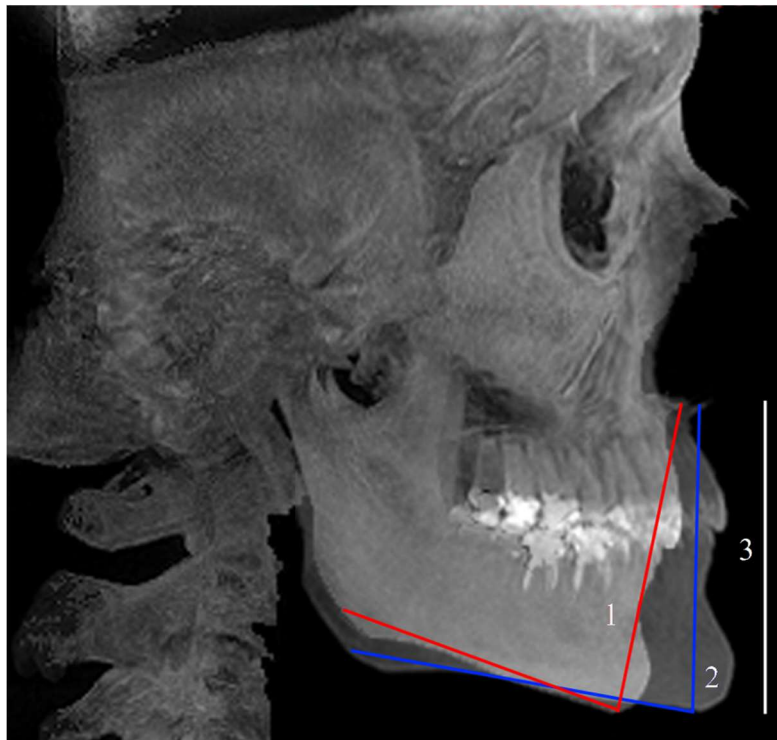
- Mérési módszer: Röntgenfelvétel során fellépő torzítás és nagyítás, valamint a pauszpapíron végzett mérés pontossága jóval kisebb, mint a CBCT segítségével készült 3D adatbázison a Cranioviewer számítógépes programmal végzett digitalizálás [77]. Ennek következtében a korábban kettő dimenzióban létrehozott referencia értékek nem alkalmazhatók a három dimenzióban, volumen tomogramon végzett mérések során.

A három dimenzióban végzett vizsgálat során kiderült, hogy az alsó arcot meghatározó maxilla, mandibula és hátsó arcmagasság hosszértékei nem térnek el szignifikánsan a két oldal között, így szimmetriával jellemezhetők. Az irodalomban néhány kutatásban hozzánk hasonlóan páros t-próbával hasonlították össze a két oldalt [78], míg néhány szerző a két oldal különbségével jellemezte [79, 80]. Utóbbi esetekben a cut off érték 1 mm [79] vagy 2 mm [80] volt. A tér minden irányába kiterjesztett analízis nemcsak a maxilla, mandibula és az arcmagasságok hosszát, hanem az állkapcsok szélességét is jellemzi.

Bár az irodalomban több vizsgálatban meghatározták az arcmagasságokat volumnetomogrammon, de az eltérő definíciók miatt nem összehasonlíthatók a mi eredményeinkkel. Korábbi tanulmányokban a elülső alsó arcmagasságot az SNA-Gn [81, 82] vagy SNA-Me távolsággal [78, 83], a maxilla hosszúságát az SNA-SNP távolságokkal [21, 84, 85], és a mandibula hosszúságát Go-Gn [83] vagy Go-Me [78, 79] távolságokkal jellemezték. Továbbá az elülső és hátsó alsó arcmagasság meghatározása is kétféleképpen történt. Néhány kutatásban két pont közötti direkt távolságot határozták meg, míg más kutatásokban a pontokat a verticalis tengelyre vetítették [75, 78, 83]. A két módszer különbsége abban rejlik, hogy az utóbbi nem veszi figyelembe a maxilla vagy mandibula okozta dőlést. A 48. ábra szemlélteti, hogy ugyanazon vetített alsó arcmagassághoz különböző direkt ANS-Gn távolságok rendelhetők.

Di Paolo az anatómiai struktúrák közötti kapcsolatot aránypárokkal jellemezte, melyek nem veszik figyelembe a struktúrák közötti korrelációs koefficiens, mely pontosabb összefüggések leírását teszi lehetővé. Ennek figyelembevételével a kutatásunk során korreláció alapú regressziós modelleket hoztunk létre [22, 23]. Az irodalomban kevés cikkben vetették össze ezen struktúrák közötti korrelációkat [78, 86]. Korábban Lundstöröm és munkatársai publikáltak erős korrelációt az arc mélység és arcmagasság és az alsó arcmagasság és teljes arcmagasság között [86]. Továbbá, Bayome és munkatársai

közleménye egyike azon kevés publikációnak, mely a szkeletális variabilitást három dimenziójú felületrederelt felszínen vizsgálta normál harapású embereken. A szerző közepes és erős kapcsolatot ($r = 0.51-0.71$) fedezett fel a vertikális és transversális értékek között. [78]. Kutatásunk során a közepes korrelációt találtunk az elülső alsó arcmagasság és a mandibula hossz ($r = 0.501$), a maxilla hossz ($r = 0.570$), valamint a hátsó alsó arcmagasság között ($r = 0.621$). Továbbá erős kapcsolatot állapítottunk meg a hátsó mandibula szélesség és a mandibula hossz ($r = 0.696$), és a maxillahossz és mandibula hossz között ($r = 0.712$). Ezen közepes és erős korrelációs együtthatók tették lehetővé, hogy az alsó arcot egészében vizsgálva, regressziós modellel jellemezzük műtéti tervezés céljából [22, 23]. Ennek értelmében meghatároztuk, hogy mely értékek esetén harmonizálnak az alsó arcot alkotó anatómiai struktúrák [22, 23], ezzel lényegében egy Segner által már felfedezett csúszónormát létrehozva igyekeztünk egy gyakorlatban is használható tervezési módszert kialakítani [87].



48. ábra: Arcmagasság meghatározásának különböző módjai. 1-2. Közvetlen mérés két pont között. 3. Vetített mérés [23]

6. Következtetések

Kutatásunk során célul tűztük ki a kefalometriai mérések három dimenzióba történő adaptálását, melynek részleteit négy kutatási részben valósítottuk meg.

A vizsgálatunk első részében meghatároztuk, a hagyományos kefalometriai pontok háromdimenziós definícióját, valamint azt, hogy ezen megfogalmazások alapján mely pontok azonosíthatók megbízhatóan a Cone-Beam CT adatállományon. A legjobban azonosítható mérőpontok a középvonalhoz közeli pontok voltak, melyeknél az intra és interobszerver szórás érték is mind 0,2 mm alatti volt. A további pontoknál a legtöbb esetben a szórásérték 1 mm alatti volt, kivéve a következőket:

- Az X tengelyen: Orbitale inferior jobb (3.44 mm) és bal (3.56 mm), J-pont jobb (1.55 mm) és bal (1.77 mm).
- Az Y tengelyen: Orbitale inferior jobb (2.44 mm) és bal (2.23 mm), J-pont jobb (1.8 mm) és bal (1.78 mm), Inferior Gonion jobb (2.9 mm) és bal (3.38 mm), Sutura Zygomaticofrontale jobb (1.32 mm) és bal (1.28 mm).
- A Z tengelyen: Orbitale inferior jobb (2.27 mm) és bal (2.25 mm), J-pont jobb (3.37 mm) és bal (3.34 mm), Sutura Frontomaxillare jobb (1,07 mm) bilateral Apertura Piriformis (2.59 mm; 2.56 mm) és Posterior Gonion (2.34 mm; 1.99 mm).

Ezen pontok intra és interobszerver szórásértékeit vizsgálva következtetésként vontuk le, hogy a J-pont, sutura zygomaticofrontale, sutura frontomaxillaris, orbitale inferior esetében a pontazonosíthatóság a definíció javításával és több gyakorlattal javítható. Ezzel szemben az arcus zygomaticus „y” koordinátájánál az anatómiai helyzet és a képminőség lehet a probléma a detektálás során. Azon irányoknál, ahol az intra és inter – obszerver szórás érték is nagy volt, mint például orbitale inferior „x, y” irány, inferior gonion y irány, J-pont, apertura piriformis, posterior gonion z irány, a pontdetektálást nem lehet egyértelműen javítani, így nem javasoltak a CBCT alapú kefalometriához.

A kutatás második részében az ideális, műtéti tervezéshez alkalmas kefalometriai arcközépsíkot igyekeztünk meghatározni azáltal, hogy a különböző regressziós síkokat szimmetrikus és aszimmetrikus fejformán is megvizsgáltuk. Következtetésként

elmondható, hogy az ANS-G-Ba, ANS-G-S, ANS-S-De, PNS-G-Ba, PNS-S-Ba, PNS-ANS-G and PNS-N-Ba regressziós síkok a legalkalmasabbak műtéti tervezéshez.

A harmadik vizsgálati részben egy orbita modul megalkotását valósítottuk meg, melyet felhasználtunk egyrészt szemészeti témájú klinikai kutatás során, valamint a gyakorlati életben orbitarekonstrukciós műtét tervezéséhez. Előbbinél megállapítottuk, hogy az enukleáción átesett páciensek csontos szemüreg-volumene a periférián szignifikánsan csökkent az ép oldalhoz viszonyítva, míg utóbbinál a CranioViewer szoftver orbita funkciójával 3D-ben megterveztük, és 3D nyomtatóval kinyomtattuk a traumás orbitasérülés helyreállításához szükséges preoperatív modelleket. Következésképpen elmondható, hogy a preoperatív CBCT alapú tervezés a hagyományos tervezéshez képest egy sokkal pontosabb, szövődeményektől mentes postoperatív állapotot biztosít a páciens számára.

Kutatásom utolsó fázisában a DiPaolo analízis Cone-Beam CT-re történő adaptálását valósítottam meg egyrészt az arcközépsíkra történő vetítés által, valamint a valós háromdimenziós mérések segítségével. Ennek következtében létrehoztunk egy olyan volumen tomogramon alkalmazható kefalometriai analízist, mely az alsó arcot érintő műtéteknél vezérfonal lehet és a magyar populációból származó vizsgálati egyedek értékei alapján egy egyéni tervezést tesz lehetővé.

Mindezek tekintetében elmondható, hogy a kutatásaink által megvalósítottuk célkitűzéseinket, miszerint a hagyományos kefalometria Cone-Beam CT adatállományra történő adaptálás legkritikusabb kérdéseire kaptunk válaszokat. Ennek tükrében a jövőben az általunk létrehozott számítógépes funkciók és Cone-Beam CT adatállományon végezhető kefalometriai analízisek felhasználásával megvalósulhatna az egyénhez igazított szoftveres kefalometriai műtéti tervezés.

A jövőbeni terveink között szerepel a magyar populációra jellemző kefalometriai normatáblázat megalkotása, mely már nemcsak az alsó arc kapcsolatait, hanem a teljes arckoponyát mutatja be, mind a nőkre, mind a férfiakra nézve. Jelenleg ez a kutatási rész a statisztikai elemzésnél tart, emiatt nem része a jelen disszertációnak.

7. Összefoglalás

A Cone-Beam CT megjelenésével elérhetővé vált az arcreekonstrukciós műtétek pontosabb tervezése, azonban ehhez nélkülözhetetlen az eddig használt kétdimenziós kefalometriai elemzések és normák adaptálása három dimenzióba. Ennek megvalósítása egy komplex feladat, mely számos tisztázatlan kérdést vet fel, és melynek nemcsak radiológiai, hanem informatikai vonatkozásai is vannak. Kutatásunk során elsőként a hagyományos kefalometriában használt referencia pontokat definiáltuk három dimenzióban, valamint megvizsgáltuk a pontok azonosíthatóságát Cone-Beam CT adatállományon. 55 kefalometriai pontot jelöltünk be, és a szórásértékek alapján következtetésként vontuk le, hogy a J-pont, sutura zygomaticofrontale, sutura frontomaxillaris, orbitale, arcus zygomaticus, apertura piriformis, posterior gonion használata nem javasolt 3D kefalometriában [43]. Második projektnél az ideális kefalometriai arcközépsíkot definiáltuk azáltal, hogy a korábban morfometriai mérésen igazolt, és publikált Na-SNA-SNP referencia síkhoz 90 különböző regressziók síkot viszonyítottuk egy szimmetrikus és egy aszimmetrikus fejformával rendelkező betegcsoporton. Eredményként az ANS-G-Ba, ANS-G-S, ANS-S-De, PNS-G-Ba, PNS-S-Ba, PNS-ANS-G and PNS-N-Ba síkok esetében kaptuk a legkisebb eltérést mind a referencia síktól, mind a két csoport között, így ezek a síkok közel megegyeznek az ideális arcközépsíkkal, így a műtéti tervezés során jól szemléltetik azt [44]. A harmadik projekt célja egy orbitamodul megalkotása volt, melyet mind szemészeti témájú klinikai kutatás, mind a gyakorlati műtéti tervezés során is hasznosítottuk. A klinikai kutatás során következtetésként vontuk le, hogy az enukleációt követően az orbita volumene a perifériás részen szignifikánsan csökken, melynek ismerete segíthet az orbita implantálás folyamatában [45]. A gyakorlatban egy autóbalesetet szenvedő páciens archelyreállító műtétje kapcsán alkalmaztuk sikeresen a modult. Kutatásunk utolsó részében az alsó arcot leíró Cone-Beam CT adatállományon használható kefalometriai analízist és csúszónormát hoztunk létre a Di Paolo féle elemzés alapján, mely nagy segítség lehet az egyénre szabott műtéti tervezés során [22, 23].

8. Summary

The appearance of Cone-Beam CT has allowed for a more accurate planning of facial reconstruction surgeries; however, this requires adapting two-dimensional cephalometric analyses and norms used until recently to three dimensions. Its implementation is a complex task which raises several unexplained questions, and which has radiological, as well as informatical aspects. During our research, first we defined the reference points used at traditional cephalometry in three dimensions, and we assessed the reliability of 55 cephalometric points on Cone-Beam CT dataset. Based on the standard deviation, we found that certain coordinates of the J-point, zygomaticofrontal suture, frontomaxillary suture, orbitale, zygomatic arch, piriform aperture, posterior gonion showed standard deviations exceeding 2 mm; therefore, the use of these points is not recommended in the given direction [43]. In the second project, we defined the ideal cephalometric median plane of the face by relating the 90 regression planes to the previously published Na-SNA-SNP reference plane that had been established at the morphometric measurement. The angle of the planes was investigated in two patient groups with symmetric and asymmetric head forms. The smallest difference was seen with ANS-G-Ba, ANS-G-S, ANS-S-De, PNS-G-Ba, PNS-S-Ba, PNS-ANS-G, and PNS-N-Ba planes both compared to the reference planes and between the two groups; thus, these planes nearly correspond to the ideal median plane of the face and demonstrate it well during surgery planning [44]. The goal of the third project was to create an orbital module, which was utilised both during ophthalmological clinical research and surgery planning in practice. During the clinical trial, we concluded that the orbital volume significantly decreased after enucleation at the peripheral parts [45]. Knowing this may help the process of implant planning before implantation. The orbital module was applied successfully in practice during the facial reconstruction surgery of a patient who had been involved in a car accident. In the last part of our research, we created a cephalometric analysis that can be used on the Cone Beam CT data set describing the lower face, based on the Di Paolo analysis. As a result of our research, we created a sliding norm that can be used on the European facial type and that may be a great assistance during individual surgery planning [22, 23].

9. Irodalomjegyzék

1. Rifkin WJ, Kantar RS, Ali-Khan S, Plana NM, Diaz-Siso JR, Tsakiris M, Rodriguez ED. (2018) Facial Disfigurement and Identity: A Review of the Literature and Implications for Facial Transplantation. *AMA J Ethics*, 20(4):309-323.
2. Posnick JC. Pioneers and Milestones in the Field of Orthodontics and Orthognathic Surgery. *Pocket Dentistry*, <https://pocketdentistry.com/2-pioneers-and-milestones-in-the-field-of-orthodontics-and-orthognathic-surgery/> [cited 2018 5 September]
3. Broadbent B. (1981) A new x-ray technique and its application to orthodontia *Angle Orthod*, 51(2): 93-114.
4. Proffit WR, Fields HW Jr, JL A. *Contemporary Orthodontics*. Mosby, St Louis, 2000.
5. Athanasiou A. *Orthodontic Cephalometry*. Mosby-Wolfe, St Louis, 1995.
6. Hounsfield GN. (1973) Computerized transverse axial scanning (tomography). 1. Description of system. *Br J Radiol*, 46(552):1016-1022.
7. Company profile <https://www.newtom.it/en/company-profile> [cited 2018 5 September]
8. Hatcher DC. Operational principles for cone-beam computed tomography. (2010) *J Am Dent Assoc*, 141 Suppl 3:3-6.
9. Sukovic P. Cone beam computed tomography in craniofacial imaging. (2003) *Orthod Craniofac Res*, 6 Suppl 1:31-36.
10. Future M. Global CBCT Dental Imaging Market is Expected to Reach USD 817.5 Million by 2023 with a CAGR of 9.8%. *PR Newswire*. 2017. [cited 2018 5 September]
11. De Vos W, Casselman J, Swennen GR. (2009) Cone-beam computerized tomography (CBCT) imaging of the oral and maxillofacial region: a systematic review of the literature. *Int J Oral Maxillofac Surg*, 38(6):609-625.
12. Moore R. Computed radiography. *Med Electron*, 11(2):78-79.
13. Naslund EB, Kruger M, Petersson A, Hansen K. (1998) Analysis of low-dose digital lateral cephalometric radiographs. *Dentomaxillofac Radiol*,27(3):136-139.

14. Dobai A, Markella Z, Vizkelety T, Barabás J. (2018) Arcrekonstrukció és orthognath műtétek tervezési lehetőségei háromdimenziós képalkotói módszerekkel *Orvosi Hetilap*, 159(39):1584-1592.
15. Leonardi R, Annunziata A, Caltabiano M. (2008) Landmark identification error in posteroanterior cephalometric radiography. A systematic review. *Angle Orthod.* 78(4):761-765.
16. Ricketts R. *Orthodontic diagnosis and planning cephalometric systems.* Rocky Mountain; 1982.
17. Angle E. (1899) Classification of malocclusion. *Dental Cosmos*, 41:248-264.
18. Hasund A, Rehák G. *Cefalometria.* Medicina, Budapest: 1990.
19. Segner D, Hasund A. *Individualisierte Kephalmetrie.* 3 ed. Hamburg: Verlag und Vertrieb, Hamburg, 1998.
20. Hasund A. *Klinische Kephalmetrie für die Bergen-Technik.* Bergen, 1974.
21. Di Paolo RJ. The quadrilateral analysis. (1969) *Cephalometric analysis of the lower face.* *J Pract Othod*, 3(10):523-530.
22. Dobai A, Vizkelety T, Markella Z, Rosta A, Kucsera Á, Barabas J. (2016) Di Paolo's cephalometrical analysis of lower face by means of Cone-Beam CT. *Fogorv Sz*, 109(2):39-44.
23. Dobai A, Vizkelety T, Markella Z, Rosta A, Kucsera A, Barabas J. (2017) Lower face cephalometry based on quadrilateral analysis with cone-beam computed tomography: a clinical pilot study. *Oral Maxillofac Surg*, 21(2):207-218.
24. Barnard SG, Ainsbury EA, Quinlan RA, Bouffler SD. (2016) Radiation protection of the eye lens in medical workers--basis and impact of the ICRP recommendations. *Br J Radiol*, 89(1060): 20151034.
25. Ludlow JB, Davies-Ludlow LE, Brooks SL, Howerton WB. (2006) Dosimetry of 3 CBCT devices for oral and maxillofacial radiology: CB Mercuray, NewTom 3G and i-CAT. *Dentomaxillofac Radiol*, 35(4):219-226.
26. http://www.vatechglobal.com/product_3d/314. [cited 2018 5 September]
27. Gribel BF, Gribel MN, Frazao DC, McNamara JA, Manzi FR. (2011) Accuracy and reliability of craniometric measurements on lateral cephalometry and 3D measurements on CBCT scans. *Angle Orthod*, 81(1):26-35.

28. Kumar V, Ludlow JB, Mol A, Cevidanes L. (2007) Comparison of conventional and cone beam CT synthesized cephalograms. *Dentomaxillofac Radiol*, 36(5):263-269.
29. Park CS, Park JK, Kim H, Han SS, Jeong HG, Park H. (2012) Comparison of conventional lateral cephalograms with corresponding CBCT radiographs. *Imaging Sci Dent*, 42(4):201-205.
30. Ludlow JB, Gubler M, Cevidanes L, Mol A. (2009) Precision of cephalometric landmark identification: cone-beam computed tomography vs conventional cephalometric views. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 136(3):312.
31. Fernandes TM, Adamczyk J, Poleti ML, Henriques JF, Friedland B, Garib DG. (2015) Comparison between 3D volumetric rendering and multiplanar slices on the reliability of linear measurements on CBCT images: an in vitro study. *J Appl Oral Sci*, 23(1):56-63
32. Vizkelety T, Dobai A, Markella Z, Rosta A, Barabás J. (2018) A 3D adatállomány előnyei az ortognátia sebészetben a tervezés és a postoperatív értékelés során. *Dentál Hírek*, XXI(3):48-54.
33. Conley S, Legan HL. Biomechanical Factors in Surgical Orthodontics. In: Ravindra Nanda (szerk), *Esthetics and Biomechanics in Orthodontics*. Elsevier, 2015.
34. Scolozzi P. (2015) Computer-aided design and computer-aided modeling (CAD/CAM) generated surgical splints, cutting guides and custom-made implants: Which indications in orthognathic surgery? *Rev Stomatol Chir Maxillofac Chir Orale*, 116(6):343-349.
35. Vale F, Scherzberg J, Cavaleiro J, Sanz D, Caramelo F, Malo L, Marcelino JP. (2016) 3D virtual planning in orthognathic surgery and CAD/CAM surgical splints generation in one patient with craniofacial microsomia: a case report. *Dental Press J Orthod*, 21(1):89-100.
36. Lin HH, Lonic D, Lo LJ. (2018) 3D printing in orthognathic surgery - A literature review. *J Formos Med Assoc*, 117(7):547-558.
37. Seres L, Varga E, Jr., Kocsis A, Rasko Z, Bago B, Varga E, Piffko J. (2014) Correction of a severe facial asymmetry with computerized planning and with the use of a rapid prototyped surgical template: a case report/technique article. *Head Face Med*, 10:27.

38. Huang SF, Lo LJ, Lin CL. (2016) Biomechanical optimization of a custom-made positioning and fixing bone plate for Le Fort I osteotomy by finite element analysis. *Comput Biol Med*, 68:49-56.
39. Ng ZY, Ang WJ, Nawaz I. (2014) Computer-designed polyetheretherketone implants versus titanium mesh (+/- acrylic cement) in alloplastic cranioplasty: a retrospective single-surgeon, single-center study. *J Craniofac Surg*, 25(2):185-189.
40. Zhao L, Patel PK, Cohen M. (2012) Application of virtual surgical planning with computer assisted design and manufacturing technology to cranio-maxillofacial surgery. *Arch Plast Surg*, 39(4):309-316.
41. Sunderland IR, Edwards G, Mainprize J, Antonyshyn O. (2015) A technique for intraoperative creation of patient-specific titanium mesh implants. *Plast Surg (Oakv)*, 23(2):95-99.
42. Vízkelety T, Markella Z, Dobai A, Barabás J. (2017) A 3D adatállományok értékelése az ortognathiai diagnosztikában. *Dentál Hírek*, XXI(3):44-49.
43. Dobai A, Markella Z, Mezei M, Vízkelety T. (2018) Statistics-based Landmark Selection Model for Conebeam CT-derived Three-Dimensional Cephalometry. *Acta Politechnica Hungarica*, 15(6):235-249
44. Dobai A, Markella Z, Vízkelety T, Fouquet C, Rosta A, Barabas J. (2018) Landmark-based midsagittal plane analysis in patients with facial symmetry and asymmetry based on CBCT analysis tomography. *J Orofac Orthop*, 79(6):371-379.
45. Lukats O, Vízkelety T, Markella Z, Maka E, Kiss M, Dobai A, Bujtár P, Szucs A, Barabas J. (2012) Measurement of orbital volume after enucleation and orbital implantation. *PLoS One*, 7(12):503-533.
46. Bookstein F. *Morphometric Tools for Landmark Data*. Cambridge University Press. 1991. p453
47. Lou L, Lagravere MO, Compton S, Major PW, Flores-Mir C. (2007) Accuracy of measurements and reliability of landmark identification with computed tomography (CT) techniques in the maxillofacial area: a systematic review. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 104(3):402-411.
48. Major PW, Johnson DE, Hesse KL, Glover KE. (1994) Landmark identification error in posterior anterior cephalometrics. *Angle Orthod*, 64(6):447-454.

49. Schlicher W, Nielsen I, Huang JC, Maki K, Hatcher DC, Miller AJ. (2012) Consistency and precision of landmark identification in three-dimensional cone beam computed tomography scans. *Eur J Orthod*, 34(3):263-275.
50. Delamare EL, Liedke GS, Vizzotto MB, da Silveira HL, Ribeiro JL, Silveira HE. (2010) Influence of a programme of professional calibration in the variability of landmark identification using cone beam computed tomography-synthesized and conventional radiographic cephalograms. *Dentomaxillofac Radiol*, 39(7):414-423.
51. Stratemann SA, Huang JC, Maki K, Miller AJ, Hatcher DC. (2008) Comparison of cone beam computed tomography imaging with physical measures. *Dentomaxillofac Radiol*, 37(2):80-93.
52. Periago DR, Scarfe WC, Moshiri M, Scheetz JP, Silveira AM, Farman AG. (2008) Linear accuracy and reliability of cone beam CT derived 3-dimensional images constructed using an orthodontic volumetric rendering program. *Angle Orthod*, 78(3):387-395.
53. Brown AA, Scarfe WC, Scheetz JP, Silveira AM, Farman AG. (2009) Linear accuracy of cone beam CT derived 3D images. *Angle Orthod*, 79(1):150-157.
54. Neiva MB, Soares AC, Lisboa Cde O, Vilella Ode V, Motta AT. (2015) Evaluation of cephalometric landmark identification on CBCT multiplanar and 3D reconstructions. *Angle Orthod*, 85(1):11-17.
55. Katkar RA, Kummet C, Dawson D, Moreno Uribe L, Allareddy V, Finkelstein M, Ruprecht A. (2013) Comparison of observer reliability of three-dimensional cephalometric landmark identification on subject images from Galileos and i-CAT cone beam CT. *Dentomaxillofac Radiol*, 42(9):20130059.
56. Frongia G, Piancino MG, Bracco AA, Crincoli V, Debernardi CL, Bracco P. (2012) Assessment of the reliability and repeatability of landmarks using 3-D cephalometric software. *Cranio*, 30(4):255-263.
57. Zamora N, Llamas JM, Cibrian R, Gandia JL, Paredes V. (2012) A study on the reproducibility of cephalometric landmarks when undertaking a three-dimensional (3D) cephalometric analysis. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*, 17(4):678-688.
58. de Oliveira AE, Cevidanes LH, Phillips C, Motta A, Burke B, Tyndall D. (2009) Observer reliability of three-dimensional cephalometric landmark identification on cone-

beam computerized tomography. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 107(2):256-265.

59. Lisboa Cde O, Masterson D, da Motta AF, Motta AT. (2015) Reliability and reproducibility of three-dimensional cephalometric landmarks using CBCT: a systematic review. *J Appl Oral Sci*, 23(2):112-119.

60. Cho J-H, Moon J-Y. (2010) Comparison of midsagittal reference plane in PA cephalogram and 3D CT. *The Korean Journal of Orthodontics*, 40(1):6-15.

61. Swennen GRJ. *Three-Dimensional Cephalometry: A Color Atlas and Manual*, Springer, Berlin, 2010.

62. Damstra J, Fourie Z, De Wit M, Ren Y. (2012) A three-dimensional comparison of a morphometric and conventional cephalometric midsagittal planes for craniofacial asymmetry. *Clin Oral Investig*, 16(1):285-294.

63. Shin SM, Kim YM, Kim NR, Choi YS, Park SB, Kim YI. (2016) Statistical shape analysis-based determination of optimal midsagittal reference plane for evaluation of facial asymmetry. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 150(2):252-260.

64. Thiesen G. (2016) Determining the midsagittal reference plane for evaluating facial asymmetries. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 150(6):908-909.

65. Bajwa RA, Mehmood F, Jalil S. (2012) Frequency and Etiology of Different Types of Nasal Bones Fracture Reporting at a Tertiary Care Centre, Lahore. *Pakistan Journal of Medical Sciences*, 6(3):703-709.

66. Escada P, Penha RS. (1999) Fracture of the anterior nasal spine. *Rhinology*, 37(1):40-42.

67. Raggio BS, Graham HD. (2017) Fracture of the anterior nasal spine: A systematic review. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery, Medicine, and Pathology*, 23(2):160-162.

68. Aviv RI, Casselman J. (2005) Orbital imaging: Part 1. Normal anatomy. *Clin Radiol*, 60(3):279-287.

69. Ji Y, Qian Z, Dong Y, Zhou H, Fan X. (2010) Quantitative morphometry of the orbit in Chinese adults based on a three-dimensional reconstruction method. *J Anat*, 217(5):501-506.

70. Kwon J, Barrera JE, Most SP. (2010) Comparative computation of orbital volume from axial and coronal CT using three-dimensional image analysis. *Ophthalmic Plast Reconstr Surg*, 26(1):26-29.
71. Xia JJ, Phillips CV, Gateno J, Teichgraeber JF, Christensen AM, Gliddon MJ, Lemoine JJ, Liebschner MA. (2006) Cost-effectiveness analysis for computer-aided surgical simulation in complex cranio-maxillofacial surgery. *J Oral Maxillofac Surg*, 64(12):1780-1784.
72. Jacobson A. (1976) Application of the „Wits“ appraisal. *Am J Orthod*, 70:179 – 89.
73. Chinappi A. (1970) A quadrilateral analysis of lower face skeletal patterns. *Am J Orthod*, 58(4):341 – 350.
74. Di Paolo RJ. (1970) Cephalometric diagnosis using the quadrilateral analysis. *J Clin Orthod*, 4:30-35.
75. Di Paolo RJ, Philip C, Maganzini AL, JD H. (1984) The quadrilateral analysis: a differential diagnosis for surgical orthodontics. *Am J Orthod*, 86(6):470-482.
76. Di Paolo RJ PC, Maganzini AL, Hirce JD. (1983) The quadrilateral analysis: An individualized skeletal assessment. *Am J Orthod*, 83(1):19-32.
77. Quintero JC, Trosien A, Hatcher D, Kapila S. (1999) Craniofacial imaging in orthodontics: historical perspective, current status, and future developments. *Angle Orthod*, 69(6):491-506.
78. Bayome M, Park JH, Kook YA. (2013) New three-dimensional cephalometric analyses among adults with a skeletal Class I pattern and normal occlusion. *Korean J Orthod*, 43(2):62-73.
79. de Moraes ME, Hollender LG, Chen CS, Moraes LC, Balducci I. (2011) Evaluating craniofacial asymmetry with digital cephalometric images and cone-beam computed tomography. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 139(6):523-531.
80. Farkas LG, Cheung G. (1981) Facial asymmetry in healthy North American Caucasians. An anthropometrical study. *Angle Orthod*, 51(1):70-77.
81. Weinberg H, Kronman JH. (1966) Orthodontic influence upon anterior facial height. *Angle Orthod*, 36(1):80-88.
82. Scheideman GB, Bell WH, Legan HL, Finn RA, Reisch JS. (1980) Cephalometric analysis of dentofacial normals. *Am J Orthod*, 78(4):404-420.

83. Wang MF, Otsuka T, Akimoto S, Sato S. (2013) Vertical facial height and its correlation with facial width and depth: Three dimensional cone beam computed tomography evaluation based on dry skulls. *Int J Stomatol Occlusion Med*, 2013;6:120-129.
84. Severt TR, Proffit WR. (1997) The prevalence of facial asymmetry in the dentofacial deformities population at the University of North Carolina. *Int J Adult Orthodon Orthognath Surg*, 12(3):171-176.
85. Samman N, Tong AC, Cheung DL, Tideman H. (1992) Analysis of 300 dentofacial deformities in Hong Kong. *Int J Adult Orthodon Orthognath Surg*, 7(3):181-185.
86. Lundstrom F, Leighton BC, Richardson A, Lundstrom A. (1998) A proportional analysis of some facial height and depth variables in 10 to 16 year old children. *Eur J Orthod*, 20(1):35-44.
87. Franchi L, Baccetti T, McNamara JA. (1998) Cephalometric floating norms for North American adults. *Angle Orthod*, 68(6):497-502.

10. Saját publikációk jegyzéke

10.1. Az értekezésben összefoglalt közlemények

1. Measurement of orbital volume after enucleation and orbital implantation.

Lukats O, Vízkelety T, Markella Z, Maka E, Kiss M, **Dobai A**, Bujtár P, Szucs A, Barabas J

PLoS One. 2012;7(12):e50333. DOI: 10.1371/journal.pone.0050333. Epub 2012 Dec 6.

IF:3,73

2. Az alsó arc Di Paolo-féle vizsgálata Cone-beam CT adatállományon

Dobai A, Vízkelety T, Markella Z, Rosta A, Kucsera Á, Barabás J

Fogorvosi Szemle 2016 Jun;109 (2):39-44. Hungarian.

3. Lower face cephalometry based on quadrilateral analysis with cone-beam computed tomography: a clinical pilot study.

Dobai A, Vízkelety T, Markella Z, Rosta A, Kucsera Á, Barabás J

Oral Maxillofac Surg. 2017 21:2, 207-218 Scimago: **Q2**

4. A 3D adatállományok értékelése az ortognathiai diagnosztikában

Vízkelety T, Markella Z, **Dobai A**, Barabás J

Dentál Hírek. XXI. évfolyam, 2017. 3. szám

5. Arcrekonstrukciós és orthognath műtétek tervezési lehetőségei háromdimenziós képalkotói módszerekkel

Dobai A, Vízkelety T, Markella Z, Barabás J

Orv Hetil. 2018; 159(39): 1584–1592. **IF:0,322**

6. Landmark-based midsagittal plane analysis in patients with facial symmetry and asymmetry based on cone-beam computed tomography

Dobai A, Vízkelety T, Markella Z, Rosta A, Christian F., Barabás J.

Journal of Orofacial Orthopedics / Fortschritte der Kieferorthopädie, 79:6, 371-379

IF: 0,907

7. A 3D adatállomány előnyei az ortognátia sebészetben a tervezés és a postoperatív értékelés során.

Vizkelety T **Dobai A**, Markella Zs, Rosta A és Barabás J
Dentál Hírek. 2018; XXI. évfolyam, 3. 48-54

8. Statistics-based Landmark Selection Model for Conebeam CT-derived Three-Dimensional Cephalometry

Dobai A, Markella Zs, Mezei M, Vizkelety T
Acta Polytechnica Hungarica; 2018 15:6, 235-249 **IF:0,909**

Az értekezésben felhasznált közlemények kumulatív impakt faktora: 5,868

10.2. Egyéb témában megjelent közlemények

1. Multiple microlithiasis in bilateral parotid glands as the initial clinical manifestation of primary Sjögren's syndrome

Dobai A, Pataky L, Barabás J.
Oral Radiology, 2018, 34:3, 26-272 **IF.:0,466 Scimago: Q3**

2. Magyarországon végzett infrarenalis aortaaneurysma-műtétek eredményei az Érsebészeti Regiszter adatai alapján (2010–2014)

Hidi L, Menyhei G , Kováts T, **Dobai A**, Szeberin Z
Orvosi Hetilap, 2015, 156(49), 1991–2002. **IF: 0,291**

Összes publikáció kumulatív impakt faktora: 6,625

11. Köszönetnyilvánítás

Köszönöm témavezetőmnek, Prof Barabás Józsefnek, a bizalmat és bátorítást, hogy elindított a doktori képzés útján, és mindvégig segítette kutatásaimat. Köszönöm, hogy biztosította a munkám előrehaladásához szükséges feltételeket.

Szeretnék köszönetet mondani Dr. Vízkelety Tamásnak hogy lehetőséget kaptam arra, hogy tudományos munkámat kezdetben TDK, majd PhD hallgatóként mellette végezzem. Köszönöm tanácsait, segítségét és azt a sok-sok időt melyet tanításomra szánt annak érdekében, hogy Phd munkámat megfelelően végezhessem.

Köszönöm Markella Zsoltnak, hogy az általa létrehozott CranioViewer szoftvert használhattam kutatásom során, és hogy mindvégig segítette a munkámat.

Köszönöm Dr. Rosta Adriennek, Kucsera Ágnesnek és Foquote Christiannak, hogy hasonló kutatómunkát végző kollégákként kérdéseimet megbeszélhettem velük, és hogy így egy csapatot alkothattunk.

Köszönöm Torbágyi Örsnek, hogy a publikáláshoz szükséges képanyagokat szerkesztette és tökéletesítette.

Köszönöm Kerpel Fronius Ödön Tehetséggondozó Programon belüli mentoromnak, Prof. Dr. Varga Gábornak, az Orális Biológiai Intézet vezetőjének, az útmutatását, példamutatását, és hogy bármikor, bármilyen kéréssel – kérdéssel fordulhattam hozzá.

Köszönöm mentoromnak, Dr. Med. Habil Karlinger Kingának, hogy a szakképzés mellett folyamatosan figyelemmel kísérte és támogatta Phd tanulmányaimat.

Mindenekelőtt pedig nagyon hálás vagyok a Páromnak, Szüleimnek, és Testvéremnek, hogy mindvégig mellettem álltak, bátorítottak, támogattak munkámban és egész eddigi életem során.