



ÓBUDAI EGYETEM
ÓBUDA UNIVERSITY

DOKTORI (PHD) ÉRTEKEZÉS

MARKELLA ZSOLT

Számítógéppel támogatott műtéti biztonság

Témavezető: Dr Schuster György PhD

BIZTONSÁGTUDOMÁNYI
DOKTORI ISKOLA

Budapest, 2024. 10. 07.

Nyilvános védés teljes bizottsága:

Elnök:

Prof. Em. Dr. Berek Lajos

Titkár:

Dr. Őszi Arnold

Tagok:

Dr. Molnár István Jenő

Prof. Dr. Molnár György

Dr. habil. Farkas Tibor

Bírálok:

Dr. Eigner Görgy

Dr. Weiss Béla

Nyilvános védés időpontja:

2025.

D12) Nyilatkozat a munka önállóságáról, irodalmi források megfelelő módon történt idézéséről

NYILATKOZAT

A MUNKA ÖNÁLLÓSÁGÁRÓL, IRODALMI FORRÁSOK MEGFELELŐ MÓDON TÖRTÉNT
IDÉZÉSÉRŐL

Alulírott **Markella Zsolt** kijelentem, hogy **Számítógéppel támogatott műtéti biztonság** című benyújtott doktori értekezést magam készítettem, és abban csak az irodalmi hivatkozások listáján megadott forrásokat használtam fel. Minden olyan részt, amelyet szó szerint, vagy azonos tartalomban, de átfogalmazva más forrásból átvettem, a forrás megadásával egyértelműen megjelöltem.

Budapest, 2024. 10. 07.



.....
aláírás

TARTALOM

BEVEZETÉS	7
A tudományos probléma megfogalmazása	7
Célkitűzések.....	11
A téma kutatásának hipotézisei.....	11
Kutatási módszerek.....	13
Orvosi fogalmak jegyzéke	14
A vizsgálathoz felhasznált minták	15
1 A KOPONYA FELSZÍNÉHEZ KÖZEL LÉVŐ, EZÉRT A BALESETEK SORÁN GYAKRAN SÉRÜLŐ KEFALOMETRIAI MÉRŐPONTOK HELYETT HASZNÁLHATÓK ALTERNATÍV MÉRŐPONTOK IS.	18
1.1 Teleröntgen	18
1.1.1 Oldalirányú teleröntgen	19
1.1.2 Frontális teleröntgen	19
1.2 Mi az a kefalometria?.....	19
1.2.1 Kefalometria pontok	20
1.2.2 Kefalometria vonalak.....	23
1.2.3 Kefalometriai szögek	25
1.2.4 Kefalometriai távolságok.....	26
1.2.5 Manuális kefalometriai mérések.....	26
1.2.6 Teleröntgen felvételek digitális kezelése	27
1.2.7 Kefalometriai értékek kiszámítása 2D koordináták alapján	28
1.3 Hagyományos CT és a CBCT összehasonlítása.....	29
1.4 CBCT alkalmazhatósága kefalometriai mérésekhez.....	30
1.5 A CranioViewer program bemutatása.....	32
1.6 Összegzés	36

2	A 3D CBCT ADATÁLLOMÁNYON 3D-RE ÁTÉRTELMEZVE ÉS ARCKÖZÉPSÍKRA VETÍTVE IS HASZNÁLHATÓK A KORÁBBAN 2D RTG-EN ALKALMAZOTT KEFALOMETRIAI ANALÍZISEK.	40
2.1	A 3D térben végrehajtandó számítások.....	40
2.1.1	Előjeles szög definíciója és számítása	40
2.1.2	Pont és egyenes előjeles távolságának kiszámítása	42
2.1.3	Egyenesek metszéspontja	43
2.1.4	Pont síkra merőlegesen vetített képe	43
2.1.5	Pont síktól mért távolsága.....	44
2.1.6	Regressziós sík meghatározása	44
2.2	A kutatás menete	45
2.2.1	A 3D koordinátarendszerben fellépő új problémák.....	47
2.2.2	Az anatómiai képletek meghatározásának meghatározása 3D térben	48
2.3	Összegzés	61
3	A 3D CBCT-N OLYAN ANATÓMIAI KÉPLETEK IS ALKALMAZHATÓK KEFALOMETRIAI MÉRÉSEKHEZ, MELYEKNEK NEM MIND A HÁROM DIMENZIÓJA HATÁROZHATÓ MEG KELLŐ PONTOSSÁGGAL.	66
3.1	Összegzés	66
4	AZ ARC KÖZÉPSÍKJA TÖBBFÉLEKÉPPEN ELŐÁLLÍTHATÓ.	68
4.1	Az arc középsíkjának meghatározási módjai	68
4.2	Összegzés	74
5	FÉLOLDALI SÉRÜLÉS ESETÉN AZ ÉP OLDALT A KÖZÉPSÍKRA TÜKRÖZVE A TÜKÖRKÉP FELHASZNÁLHATÓ SABLONKÉNT A HELYREÁLLÍTÓ MŰTÉT SORÁN.....	75
5.1	A szemüreg mérő algoritmus	75
5.2	A szemüreg 3D nyomtatott modelljének előállítása	77
5.3	Összegzés	80
	ÖSSZEGZETT KÖVETKEZTETÉSEK.....	82

Új tudományos eredmények	85
AJÁNLÁSOK, HASZNOSÍTÁSI LEHETŐSÉGEK.....	86
IRODALOMJEGYZÉK	87
A TÉZISPONTOKHOZ KAPCSOLÓDÓ TUDOMÁNYOS KÖZLEMÉNYEK.....	99
RÖVIDÍTÉSJEGYZÉK.....	101
TÁBLÁZATJEGYZÉK.....	102
ÁBRAJEGYZÉK.....	103
FÜGGELÉK	105
KÖSZÖNETNYILVÁNÍTÁS	113

BEVEZETÉS

A tudományos probléma megfogalmazása

Napjainkban hazánkban is egyre elterjedtebb a fogsabályozás. A fogsabályozó kezeléseknek nem csak esztétikai okai [1] vannak, elsősorban a rágás képesség javítása, helyreállítása az legfontosabb feladata. Minden mindennel összefügg, mondják, de hogyan jön ez ide?

A fogaink mérete genetikailag meghatározott, de az állkapcsunk mérete, formája és benne a fogak helyzete már függ az életmódunktól. Kevesebbet rágunk mint őseink, ráadásul puhábbat, mert az ételünket megfőzzük. Ennek következtében a mai emberek állkapcsa kisebb, mint az elődeinké. Ezzel elő is állt a probléma: a kisebb állkapocsban nem férnek el a fogak, ami sok esetben a fogak torlódását okozza. Az is előfordul, hogy az előtörő fogak kifordítják a helyükről a korábban kinötteket.

A konzervatív fogsabályozó kezelés terápiájába a fogak lassú mozgatásán túl, csak a felesleges fogak eltávolítása tartozik bele. Ezek a fogak a kisörlő fogak vagy a bölcsesség fogak.

Azonban vannak olyan esetek is, amikor már konzervatív kezeléssel nem lehet elérni a kívánt eredményt. Ilyen esetekben jobb lenne nem is belekezdeni a hagyományos kezelésbe, mert a sokéves kezelések ellenére is garantált a sikertelenség. Sajnos sok hagyományos kezelés után is olyan mértékű a recidíva, mintha nem is történt volna meg a kezelés.

A fentiek ismeretében, nagyon fontos a kezelés megkezdése előtt a személyre szabott tervezés, hogy egy tartósan megmaradó végeredményt lehessen elérni. Ehhez szükséges a páciens pillanatnyi arcviszonyának elemzése, annak összevetése egy esztétikusnak tartott normával. Ezt a tervezési folyamatot hívjuk kefalomatria vizsgálatnak.

Ma már mindennaposak a konzervatív fogsabályozó kezelések, de ezek nem minden esetben tudják elérni a kívánt eredményt. Balesetben sérült arc vagy féloldalas fejlődés esetén, továbbá nagymértékű eltérés esetén csak műtéti úton lehet az arcot rekonstruálni. A hagyományos fogsabályozó kezelésekhez régóta kidolgozott és bevált diagnosztikai módszerek álltak rendelkezésre, de a műtéti beavatkozások tervezéséhez csak a közelmúltban vált széles körben elérhetővé a háromdimenziós képalkotó technika. [2] [3]

A műtét tervezés hagyományosan egyrészt a 2D oldal irányú teleröntgen felvételekről készített árajzolások lefénymásolt példányainak szétvágásával és új pozícióban való összeragasztásával, másrészt a páciens alsó- és felsőfogsoráról készített gipszmintákat behelyezik egy műtéti artikulátorba. Ez hivatott az állkapocs ízületek állását szimulálni. A gipszmintákat a korábban a papíron megtervezett szétvágásoknak megfelelően szétfűrészelik, és új pozícióban összegipszelik. Így lesz egy, a műtét előtti fogsorok pozíciójára beállított artikulátor, és egy, a műtét elvárt végeredményének megfelelően beállított artikulátor. A két beállításban a gipszből kiöntött fogsorok segítségével létre lehet hozni a műtéti sín. A műtéti sín arra szolgál, hogy a műtét közben létre lehessen hozni egy referenciát, amihez képest lehet bármit viszonyítani. A két fogsort a felszabadításuk után a műtéti eredmény sínbe helyezve azok egymáshoz viszonyított helyzete már fix és az alsó és a felső fogsort így már egymáshoz képest rögzített pozícióban lehet a felső és alsó állcsontozathoz rögzíteni.

A műtét a fogszabályzó szakorvos és a szájsebész együttműködésével lesz sikeres. Ennek megfelelően a tervezés is két szemszögből közelíthető meg. A szájsebészek inkább a csont darabok virtuális mozgatásával képzelik el a műtét tervezést, míg az ortodontusok megközelítése a kefalometriai mérési adatok módosítása a harmónikusnak tekintett arc értékeihez. [4] [5]

Az ortodonciában és maxillofacialis sebészetben a CBCT adatok feldolgozására, elemzésére és kezelési tervek előkészítésére számos diagnosztikai szoftver áll rendelkezésre, azonban ezek képességei és pontossága különböző. Tekintsük át néhány ma elérhető CBCT alapú diagnosztikai szoftvert, különös tekintettel azok funkcionalitására, pontosságára és klinikai alkalmazhatóságára. A diagnosztikai szoftverek fő funkciói közé tartozik a képek szegmentálása, a 3D modellezés, a fogak és csontok helyzetének mérése, valamint a különféle szimulációk, például a sebészeti eljárások előrejelzése. Ezek a szoftverek nemcsak a sebészeti beavatkozások pontos megtervezését segítik, hanem a postoperatív eredmények ellenőrzésében és értékelésében is kulcsszerepet játszanak [6] [7] [8].

Az alábbiakban néhány kiemelkedő CBCT alapú diagnosztikai szoftvert mutatok be, amelyek jelenleg a legelterjedtebbek az ortodonciában és a maxillofacialis sebészetben. A vizsgált szoftverek a Dolphin Imaging, a Simplant, a Romexis és az InVivo.

A Dolphin Imaging az egyik legismertebb és legszélesebb körben használt szoftver az ortodonciában és a maxillofacialis sebészetben. Ez a szoftver lehetővé teszi a CBCT felvételek alapú 3D szimulációkat, kezelési tervek készítését, valamint posztoperatív eredmények ellenőrzését. A Dolphin Imaging egyik nagy előnye, hogy kiválóan integrálható más rendszerekkel, így a felhasználók könnyen hozzáférhetnek a szükséges adatokhoz. A szoftver képes az automatikus képszegmentálásra, és számos előre definiált sablont biztosít a különböző sebészeti beavatkozások szimulációjához. Továbbá, a Dolphin lehetőséget biztosít a kefalometriai elemzésekre, amely a fogszabályozásban kiemelkedően fontos [9]. A szoftver hátránya azonban, hogy viszonylag magas a tanulási görbéje, és a szoftver felhasználói felülete bizonyos esetekben túlzottan összetett lehet kezdő felhasználók számára.

A Simplant szoftver különösen a fogászati implantológia terén népszerű, de kiválóan alkalmazható a műtéti fogszabályozás területén is. A Simplant erőssége a precíz implantátum elhelyezési szimuláció, valamint a 3D modellezési képességek, amelyek segítenek az állcsont és a fogak viszonyának részletes vizsgálatában. A szoftver képes a sebészeti útmutatók generálására, amelyek segítségével a sebész pontosan meg tudja határozni az implantátumok helyzetét. A Simplant hátránya azonban, hogy viszonylag korlátozott funkcionalitást kínál az ortodonciai tervezéshez képest, mivel elsősorban implantológiai alkalmazásra készült. Ennek ellenére a CBCT felvételek precíz feldolgozása és elemzése miatt széles körben alkalmazható az orthognathiai sebészet területén is [10].

A Romexis a Planmeca fejlesztése, és széleskörű diagnosztikai funkciókat kínál, beleértve a 2D és 3D képalkotást, valamint a műtéti tervezést. A Romexis kiemelkedik a CBCT adatok gyors és hatékony feldolgozásában, és lehetővé teszi a pontos háromdimenziós modellalkotást, amely rendkívül fontos a műtéti fogszabályozásban. A Romexis nagy előnye a felhasználóbarát felület, amely lehetővé teszi a gyors és intuitív használatot, még kevésbé tapasztalt felhasználók számára is. A szoftver emellett kompatibilis számos más diagnosztikai eszközzel, és támogatja a kefalometriás elemzést is, ami különösen fontos a fogszabályozási kezelési tervek készítésében [11]. Azonban a Romexis viszonylag költséges megoldás, és a licenclési költségek miatt nem minden klinikán alkalmazható széles körben.

Az InVivo szoftver széles körben elismert a CBCT alapú képalkotásban és ortodonciában történő alkalmazásában. Az InVivo képes a CBCT adatok pontos szegmentálására és elemzésére, valamint a kefalometriás adatok feldolgozására. A szoftver egyik legnagyobb előnye a gyors adatfeldolgozás, ami különösen fontos nagy mennyiségű CBCT adat kezelésénél. Az InVivo erőssége a sebészeti tervezés szempontjából a könnyű integrálhatóság más eszközökkel és a felhasználói felület, amely egyszerűen használható. Ugyanakkor az InVivo szoftver költsége magasabb, ami kisebb praxisok számára kihívást jelenthet [12].

A fent bemutatott szoftverek funkcionalitásának és hatékonyságának elemzése során egyértelmű, hogy mindegyik rendszer saját előnyökkel és hátrányokkal rendelkezik. A Dolphin Imaging és az InVivo kiemelkednek a kefalometriai elemzések és a 3D képalkotás terén, míg a Romexis különösen felhasználóbarát és sokoldalú rendszer. A Simplant elsősorban a fogászati implantológia területén nyújt magas színvonalú megoldásokat, de ortodonciában is hasznosítható. Ezek a szoftverek nemcsak a műtéti fogszabályozás során, hanem az implantológia, a maxillofaciális sebészet és más fogászati szakterületeken is hatékonyan alkalmazhatók. Azonban a pontos klinikai döntéshozatal szempontjából kritikus, hogy a szoftvereket megfelelően válasszuk ki a konkrét esetekhez, figyelembe véve a különböző rendszerkompatibilitási és költséghatékonysági szempontokat. [13] [14]

Célkitűzések

Diagnosztikai eljárások fejlesztése rekonstrukciós sebészet céljából.

CT felvételek 3D rekonstrukcióján alapuló, valódi 3D kefalometria felállításának számítógépes támogatása a koponya és az arc aszimmetriák diagnosztizálására és kezelésének tervezésére. [15] [16] [17] [18] [19] [20] [21] Célom egy egyszerűen kezelhető 3D arc-állcsont sebészeti műtéti tervező program kifejlesztése, a legcélravezetőbb műtét szimulációs mód megtalálása. A fentiek olyan módon történő kifejlesztése, hogy az a későbbiekben alkalmas legyen tényleges, kézzelfogható modell (pl.: stereolitogramm stb.) elkészítésére is, ezzel növelve a műtétek biztonságosságát és az eredményének megbízhatóbbá tételét.

- Vizsgálatokat kellett végezni, hogy a koponya felszínéhez közel lévő, ezért a balesetek során gyakran sérülő kefalometriai mérőpontok helyett, használhatók-e alternatív mérőpontok is.
- Meg kellett vizsgálnom, hogy a 3D CBCT adatállományon 3D-re átértelmezve és arcközépsíkra vetítve is használhatók a korábban 2D RTG-en alkalmazott kefalometriai analízisek.
- Választ kellett találnom arra, hogy a 3D CBCT-n olyan anatómiai képletek is alkalmazhatók kefalometriai mérésekhez, melyeknek nem mind a három dimenziója határozható meg kellő pontossággal.
- Meg kellett vizsgálnom, hogy az arc középsíkja többféleképpen előállítható-e.
- Választ kellett találnom arra, hogy féloldali sérülés esetén, az ép oldalt a középsíkra tükrözve a tükörkép felhasználható-e sablonként a helyreállító műtét során.

A téma kutatásának hipotézisei

Értekezésem elkészítése előtt az alábbi hipotéziseket állítottam fel:

H1. Feltételezem, hogy a koponya felszínéhez közel lévő, ezért a balesetek során gyakran sérülő kefalometriai mérőpontok helyett, használhatók alternatív mérőpontok is.

H2. Feltételezem, hogy a 3D CBCT adatállományon 3D-re átértelmezve és arcközépsíkra vetítve is használhatók a korábban 2D RTG-en alkalmazott kefalometriai analízisek.

H3. Feltételezem, hogy a 3D CBCT-n olyan anatómiai képletek is alkalmazhatók kefalometriai mérésekhez, melyeknek nem mind a három dimenziója határozható meg kellő pontossággal.

H4. Feltételezem, hogy az arc középsíkja többféleképpen előállítható.

H5. Feltételezem, hogy féloldali sérülés esetén, az ép oldalt a középsíkra tükrözve a tükörkép felhasználható sablonként a helyreállító műtét során.

Kutatási módszerek

Egyrészt kiválogattak számomra 60 ép koponyáról készült felvételt, korábban más célból készült felvételek közül. Másrészt etikai engedély (TUBEK 2/2008) birtokában 30 db Angle I osztályba tartozó (harmonikus arcú) fiatal felnőttet és koponyájukról CBCT felvételeket készítettek. Az általam fejlesztett CranioViewer program segítségével megtörtént az anatómiai képletek azonosítása: 3 orvos 3 különböző időpontban azonosította a pontokat. Az így összegyűlt adatokon végeztem vizsgálatokat.

Az adott témában készült hazai és nemzetközi irodalmat áttanulmányoztam. Konferenciákon vettem részt, mint előadó és mint hallgató. Folyamatosan konzultáltam a számítógépes programomat használó orvosokkal, hogy jobban használhatóvá tegyem azt.

Az egy orvos által különböző időpontokban rögzített pontok helymeghatározása bizonytalanságának statisztikai kiértékelésével vizsgáltam, hogy egy adott anatómiai képletet milyen megbízhatósággal lehet meghatározni.

A különböző orvosok által bejelölt anatómiai képletek helymeghatározási bizonytalanságával tudtam igazolni, hogy az adott anatómia képlet részint jól definiált-e, másrészt alkalmas-e a továbbiakban referencia pontként történő alkalmazásra.

Az akrcközépsík esetén a három pont által meghatározott és a maximum öt pontra ráfektethető regressziós síkhoz képest megvizsgáltam az egyes érintett pontok távolságát. Statisztikai kiértékeléssel tudtam eldönteni, mely pontokból és milyen megbízhatósággal lehet leképezni az arc középsíkját.

A tükrözéses rekonstrukció használhatóságát a műtét tervezési értékeinek, a műtét közben mért és a műtét utáni CBCT felvételeken visszaellenőrzött értékek összevetésével tudtam ellenőrizni.

A számítások jelentős részét le kellett programoznom, például egy 3 dimenziós térben egy pont távolságát egy síktól. Bizonyos vizsgálatokat pedig az Excel és a Matlab beépített függvényeivel tudtam elvégeztetni.

Orvosi fogalmak jegyzéke

Legyen szó hazai vagy külföldi szakirodalomról az orvosi fogalmak latinul vagy angolul kerülnek leírásra. Németországban és Dél Koreában is angol nyelven jelennek meg orvosi szakfolyóiratok. Mivel munkám folyamán orvosokkal kell együtt dolgoznom az általuk megszokott szakkifejezéseket kell használnom. Ezért álljon itt magyarázat ezekre a kifejezésekre.

Orvosi irányok magyarázata	
<i>Elnevezés</i>	<i>Magyarázat</i>
koronális sík	homlokkal párhuzamos sík
sagittális sík	a felülről lefelé és az előlről hátra irányok határozzák meg
laterális	horizontálisan (jobbra - balra) középvonaltól távolabb eső
ventrális	sagittálisan (előlről - hátra) has felé eső
dorzális	sagittálisan (előlről - hátra) hát felé eső
mediális	horizontálisan (jobbra-balra) középvonalhoz közelebb eső
incizális	elülső fogak éleinek irányában
apikális	a fog tengelyében a gyökércsúcs irányában

1. táblázat Orvosi irányok magyarázata [MZS7, MZS8]¹

¹ Forrás: szerkesztette a szerző

A vizsgálathoz felhasznált minták

A vizsgálatok a Semmelweis Egyetem Etikai Tanácsának jóváhagyásával készültek (TUBEK 2/2008). A CBCT felvételek iCAT Classic CBCT (Xoran Tehnologies, Ann Arbour Michigan, USA) készülékével történtek. A felvételek az alábbi beállításokkal készültek: 120 kV és 0.3 vagy 0.4 mm voxel mérettel, és a leképezett térfogat (FOV) 220 x 160 mm volt.

A vizsgálatokat két adatállományon végeztem. Kezdetben implantológiai célból készült felvételek közül véletlenszerűen kiválasztottak 60 felvételt – 26 férfi és 34 nő, akiknek az életkora 29 és 57 év közé esett, az átlagos életkor 34.6 év volt. A felvételeken az általam fejlesztett CranioViewer program által felkínált és a későbbiekben tárgyalt megjelenítési módok segítségével, könnyen és nagy pontossággal lehetett az adott anatómiai képleteket és így azok térbeli helyét, koordinátáit meghatározni.

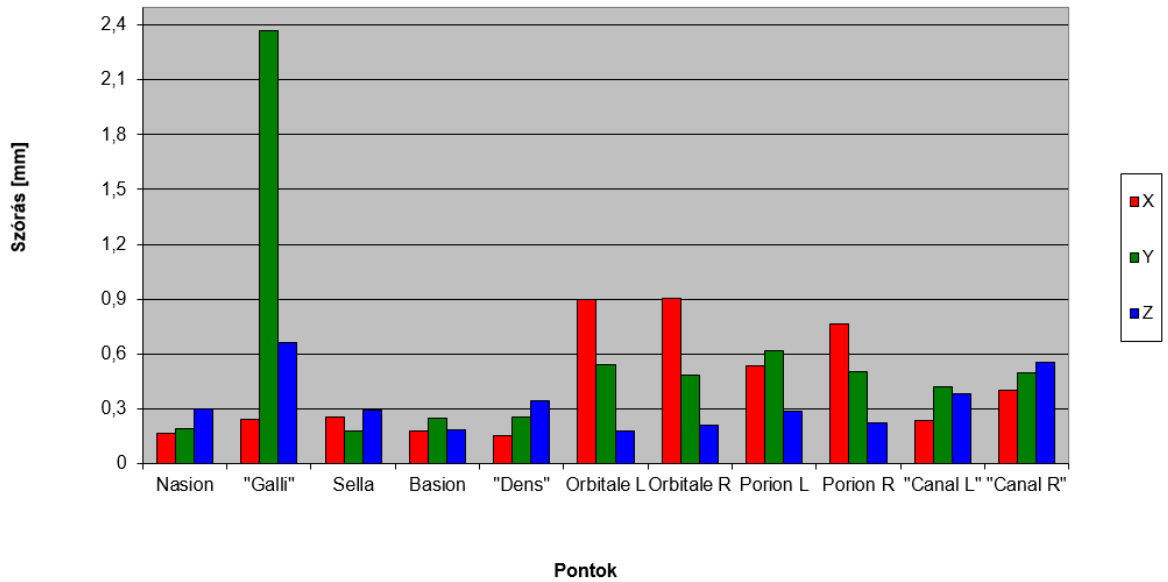
A felvételek válogatási ismérvei:

- A páciensek életkora 18 és 60 év között legyen
- A pácienseknek nincsen feltűnő csont deformitása
- A pácienseknek fogazata normál okkuziót mutat
- A felvételeket a radiológia laboratóriumában válogatták ki és az azonosító adatok eltávolítása után adták át
- A páciensekről nincsenek fénykép felvételek

Később sikerült három év alatt 30 Angle I. osztályú okkluzióval rendelkező páciens is kiválogatni és ezeken az adatokon is megismérlésre kerültek a mérések.

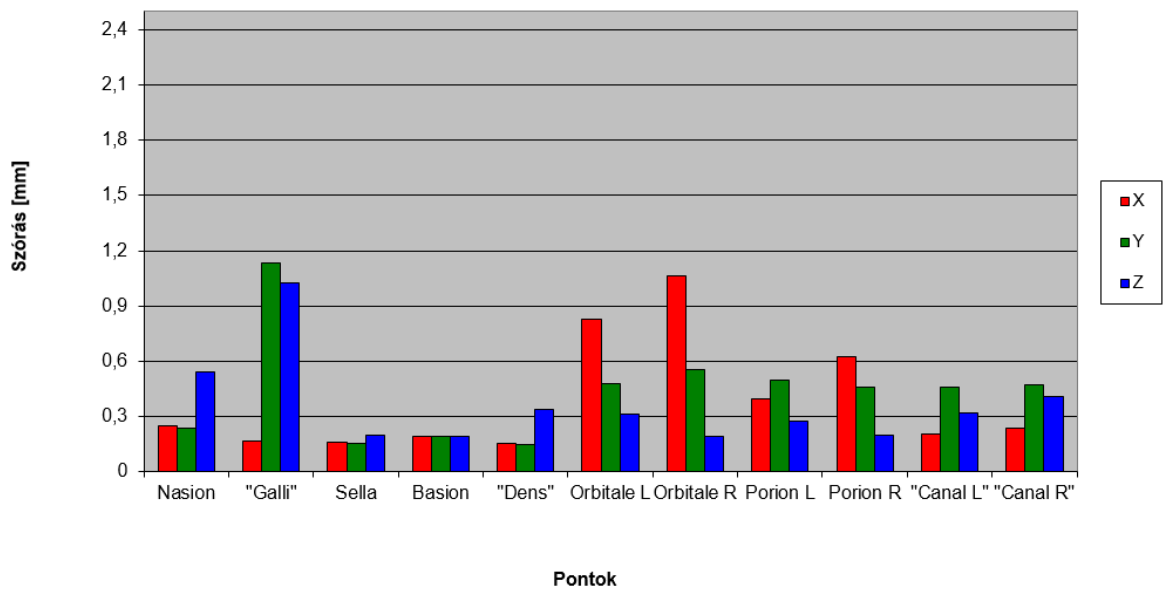
Minden vizsgálatot úgy kezdtünk, hogy három orvos, értékelt ki minden CBCT felvételt, minden orvos legalább egy hét eltéréssel háromszor azonosította be az anatómiai képleteket. [22] Megvizsgáltam az egyes pontok meghatározásának bizonytalanságát. Részint az egyes vizsgálók különböző időpontban rögzített adatai (1. ábra), másrészt a vizsgálók adatainak átlaga közti eltéréseket vizsgáltam. (2. ábra) [23]

Azonos vizsgáló



1. ábra Azonos vizsgáló, három különböző időpontban azonosított anatómiai képletek²

Különböző vizsgálók



2. ábra Három vizsgáló által azonosított anatómiai képletek eltérése³

² Forrás: szerkesztette a szerző

³ Forrás: szerkesztette a szerző

Az eredmények értelmezéséhez tudni kell, hogy a regisztrált voxel méret 0,3 vagy 0,4 mm volt a tér mind a három irányában. Ennek ismeretében az, hogy majdnem minden pont szórása a tér minden irányában 1 maximum 2 voxel alatt maradt, teljesen kielégítő. [24]

Itt érdemes megjegyezni, hogy a hagyományos eljárásnál, amikor pausz papír és ceruza ill. szögmérő és vonalzó segítségével történik a kefalometriai értékelés, a ceruza hegyének vastagsága 0,5 és 1,0 mm között van.

Az y és z irányban kiugróan magas eltérést hozó „Galli” pont anatómiailag nagyon változatos formája miatt, kifejezetten csak az x irányú adatát használom fel.

Az „Orbitale” pont a szemüreg csontos bemeneti peremének legmélyebb pontja. Itt az x irányú eltérés abból adódik, hogy nagyon lapos a szemüreg bemenet íve és nehezen határozható meg a legmélyebb pont az x tengely mentén.

Egyébként az eredmények ismeretében a későbbi vizsgálatok során próbáltam döntően olyan anatómiai képleteket használni, amik nagy pontossággal azonosíthatók.

1 A KOPONYA FELSZÍNÉHEZ KÖZEL LÉVŐ, EZÉRT A BALESETEK SORÁN GYAKRAN SÉRÜLŐ KEFALOMETRIAI MÉRŐPONTOK HELYETT HASZNÁLHATÓK ALTERNATÍV MÉRŐPONTOK IS.

[MZS1, MZS2, MZS3, MZS6, MZS11]

A kefalometriai mérőpontok meghatározási bizonytalanságának a műtéti biztonságra gyakorolt hatását akkor érthetjük meg, ha tisztában vagyunk vele, hogy mik is azok a kefalometriai mérőpontok és mi is egyáltalán a kefalometria. Ennek megfelelően első lépésként el kellett sajátítanom az ortodoncia fogalom és eszköztárát. Ezek ismerete nélkül, nem tudtam volna megérteni és matematikailag leírni a problémát. [25]

1.1 Teleröntgen

A röntgen sugárzás felfedezése után gyorsan megindult annak diagnosztikai felhasználása is. A fogszabályozásban a fogak és az azokat tartó csontok egymáshoz mért geometriai viszonyát szükséges vizsgálni.

Bizonyára majdnem mindenki látott már intraorális röntgen felvételt, ez az, amelyiken néhány fog látszik. Ezek a felvételek részint a fogak gyökérzeténél lévő gyulladások és elváltozások vizsgálatára szolgálnak, másrészt a fogorvosi kezelés eredményének ellenőrzésére, pl. egy gyökértömés sikerességének vizsgálatára.

Esetleg találkoztak már az úgynevezett panoráma felvétellel is. Ezen a felvételen egymás mellett látszik a páciens összes foga. A felvétel úgy készül, hogy a röntgen sugár forrás és a film egy íves pályán halad körbe a páciens állkapcsa körül. Ezen a felvételen jól látható az összes fog és annak a gyökérzete is. Váltó fogazat esetén, amikor a kinőtt fogaknak egy része még tejfog, a maradó fognak csak a csírája vagy esetlegesen a hiánya látható a felvételen. Ez a felvétel viszont a röntgengép pályáivének és az állcsont ívének eltérése miatt, különböző mértékű torzításokat tartalmaz.

Ezzel szemben a teleröntgen egy standardizált körülmények között készült röntgenfelvétel a teljes koponyáról. A teleröntgen esetében a sugárforrás-objektum-film távolságból eredő torzítás, nagyítás jelentkezik. Létezik oldalirányú és frontális teleröntgen felvétel is.

1.1.1 Oldalirányú teleröntgen

Az oldalirányú teleröntgent a teljes koponyáról készítik, ez a legáltalánosabban használt kefalometriai analízisre. [26] A pontszerű röntgen sugár forrása, a koponya és a film elhelyezkedése standardizált. A ma általánosan alkalmazott sugárforrás, film távolság 5 láb kb. 150 cm, ami megközelítőleg 10% nagyítást eredményez. A sugárforrás film távolság növelésével ez a torzítás redukálható. Ezt a torzítást a fejbeállítóra szerelt milliméter skála segítségével lehet kalibrálni. A digitális felvételeken ezt szoftveresen is lehet korrigálni, azaz a fejbeállító skálájának segítségével az elkészült felvétel módosítható. Azonban könnyen belátható, hogy kismértékű torzítást ez is tartalmaz. Az állcsont jobb- és baloldala eltérő távolságban helyezkedik el a sugárforrástól, ebből adódóan a két oldal kontúrja egymás mellett látszik. Ezt a problémát a mindennapi gyakorlatban a két kontúr közti felező pont használatával szokták korrigálni. További problémát okoz amikor a páciens feje kismértékben el van fordítva a sugárra merőleges iránytól. [27]

1.1.2 Frontális teleröntgen

A frontális teleröntgen annyiban tér el az oldalirányútól, hogy a páciens 90 fokkal el van fordítva a sugár forrás és a film között, az oldalirányú felvételhez képest. Ritkábban alkalmazzák, mert a frontális síkban viszonylag ritkák az eltérések és az anatómiai képletek egymásra vetülése a kiértékelésüket nagyon nehézkesé teszi. [28] [29] [30]

1.2 Mi az a kefalometria?

A koponya csontozatának és a fogak elhelyezkedésének geometriai vizsgálatát hívjuk kefalometria vizsgálatnak. Hagyományosan a koponyáról standardizált körülmények között [31], [32] (a sugárforrás film távolság 150 cm, fősugár a porus acusticus externus középpontján halad át) fejbeállítóban, oldalirányból készített röntgenfelvételt (u.n. teleröntgent) át kellett rajzolni egy pausz papírra és azon vonalzó és szögmérő segítségével 20 – 25 alapvetően szög értéket és néhány távolságot kellett lemérni. [MZS1]



3. ábra Röntgen felvételt készítése oldalirányból fejbeállítóban

Az évek során igen sokféle kefalometria analízist készítettek. A legtöbb ugyan különböző elnevezéseket használ, de az alkalmazott anatómiai képletek közel azonosak. Ezen anatómiai képletek egy része fizikailag létezik egy koponyán, de egy része csak virtuálisan, egy teleröntgen felvételen azonosítható.

Hazánkban alapvetően kétféle kefalometriai analízist használnak elterjedten. A Hasund és a Ricketts analízist [33] [34] [35].

1.2.1 Kefalometria pontok

[36] [37] [38]

Ahhoz, hogy szög és távolság méréseket lehessen végezni definiálni kell az azokat meghatározó anatómiai képleteket, ezek a kefalometriai pontok. Nagyon fontos ezen mérőpontok precíz definiálása, hogy a vizsgálatot végző orvosok nagy biztonsággal tudják azonosítani ezeket. Így biztosítva az analízis kiinduló adatának reprodukálhatóságát.

„Nasion (N): a sutura nasofrontalis elülső pontja a mediánsagittális síkban. Ha a sutura tág, a jelzést az orrcsont peremére tesszük.”

„Sella (S): a sella turcica gödrének középpontja a mediánsagittális síkban.”

„Basion (Ba): a clivus leghátsó, legalsó pontja a mediánsagittális síkban.”

„Spina nasalis anterior (Sp): a spina nasalis anterior legelülső pontja a mediánsagittális síkban.”

„A pont (A): a maxilla processus alveolarisának profilvonalán a spina nasalis anterior és a prosthion közötti görbület legdorzálisabb pontja a mediánsagittális síkban.”

„Pterygomaxillare (Pm): a tuber maxillae kontúrjának, valamint a kemény szájpad kontúrjának metszéspontja a mediánsagittális síkban.”

„Incision superius (is): a felső középső metszőfogkoronák vetületének legincizálisabb pontja.”

„Apicale superius (isa): a felső középső metszők gyökérvetületének legapikálisabb pontja.”

„B pont (B): a mandibula processus alveolarisának profilvonalán az infradentale és a pogonion közötti görbület legdorzálisabb pontja, a mediánsagittális síkban.”

„Pogonion (Pg): a csontos áll legelülső pontja a mediánsagittális síkban.”

„Gnation (Gn): a mandibula symphysiséne legalsó pontja a mediánsagittális síkban.”

„Incision inferius (ii): az alsó középső metszőfogkoronák vetületének legincizálisabb pontja.”

„Apicale inferius (iia): az alsó középső metszők gyökérvetületének legapikálisabb pontja.”

„Articulare (Ar): a koponyaalap alsó kontúrjának és a mandibulanyak hátsó kontúrjának metszéspontja.”

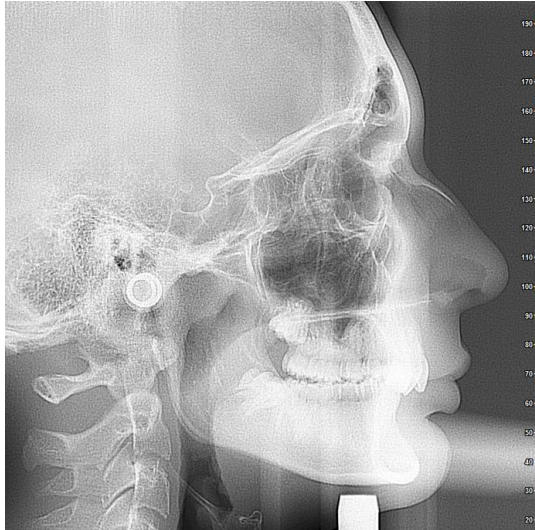
„Spina' (Sp'): a nasalis vonal (NL) és a nasion – gnation vonal (N-Gn) metszéspontja.”

„Gonion érintő pont (tgo): a mandibulavonal (ML) és a ramusvonal (az articularén átmenő, az angus mandibulae hátsó kontúrját érintő vonal) metszéspontja.”

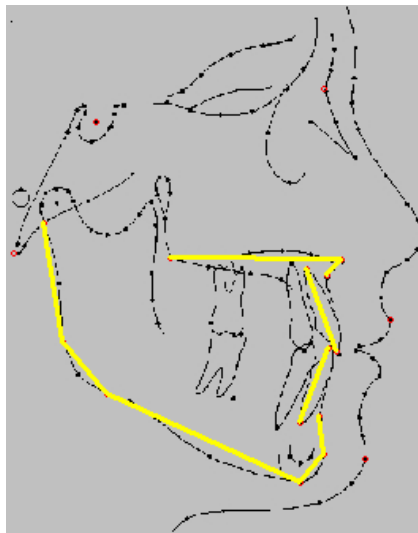
„Lágyrészpogonion (PG): az áll lágyrészkontúrjának legelülső pontja a mediánsagittális síkban.”

„Lágyrésznasion (N'): a nasion – sella vonal (NSL) és az orrgyök lágyrészkontúrjának metszéspontja. A mediánsagittális síkban van.”

„Felsőajak-pont (UL): a felső ajak kontúrjának legelülső pontja a N'-PG vonalra merőlegesen felvéve.”



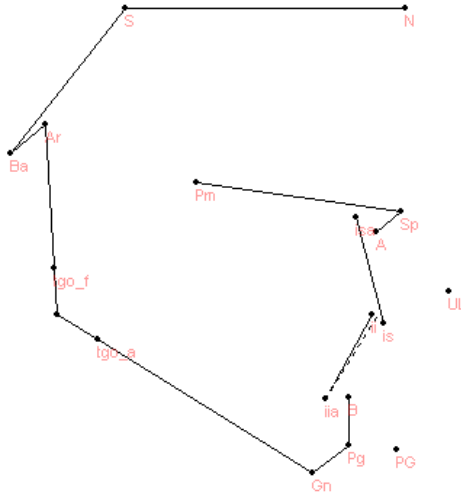
4. ábra Oldalirányú teleröntgen felvétel⁴



5. ábra Kefalometriai pontok bejelölése teleröntgen átrajzolás⁵

⁴ Forrás: egy véletlenszerűen választott kiértékelt teleröntgen felvétel

⁵ Forrás: szerkesztette a szerző



6. ábra Bedigitalizált kefalometriai pontok betűjele vonalábrán⁶

1.2.2 Kefalometria vonalak

[36]

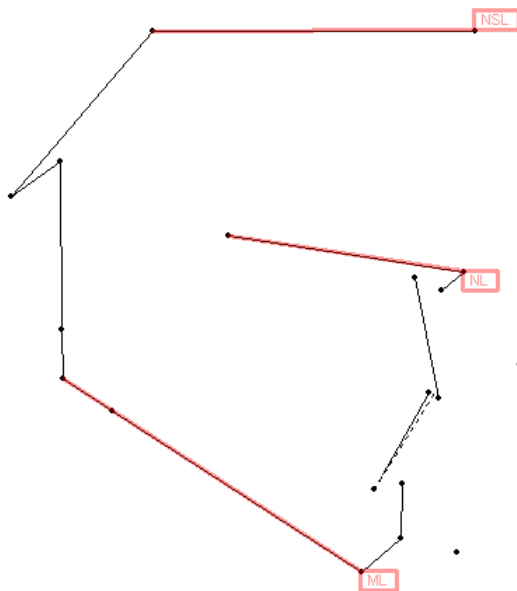
Miután definiálásra kerültek a kefalometriai pontok, ezen pontok segítségével szükséges a kefalometriai vonalak meghatározása, mert ezen vonalak által bezárt szögeket kell megmérni.

„Nasion-sella vonal (NSL): a fő kefalometria vonal a nasiont (N) és a sellát (S) összekötő vonal.” Ez a koponyaalapot jelöli.

„Nasalis vonal (NL): a pterygomaxillaraet és a spina nasalis anteriort összekötő vonal (Pm-Sp). Az orrüreg alapjának és a maxillabázisának a mutatójaként használatos.”

„Mandibulavonal (ML): a gnathionon átmenő és a mandibulaszöglet alsó kontúrját érintő vonal.”

⁶ Forrás: szerkesztette a szerző

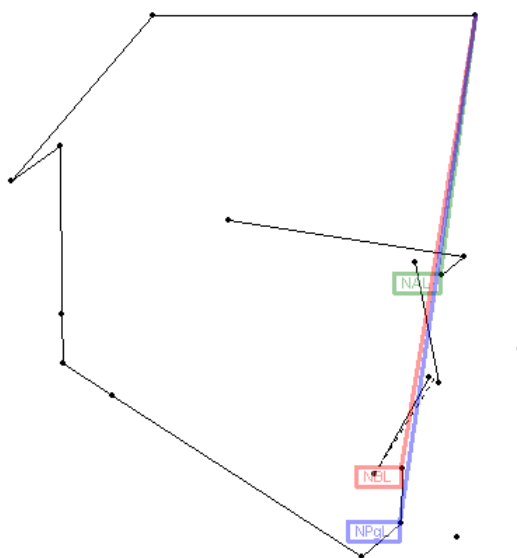


7. ábra NSL, NL és ML kefalometriai vonalak⁷

„Nasion-A vonal (NAL): a nasiont és az A pontot összekötő vonal.”

„Nasion-B vonal (NBL): a nasiont és az B pontot összekötő vonal.”

„Nasion-pogonion vonal (NPgL): a nasiont és az pogoniont összekötő vonal.”



8. ábra NAL, NBL és NPgL kefalometriai vonalak⁸

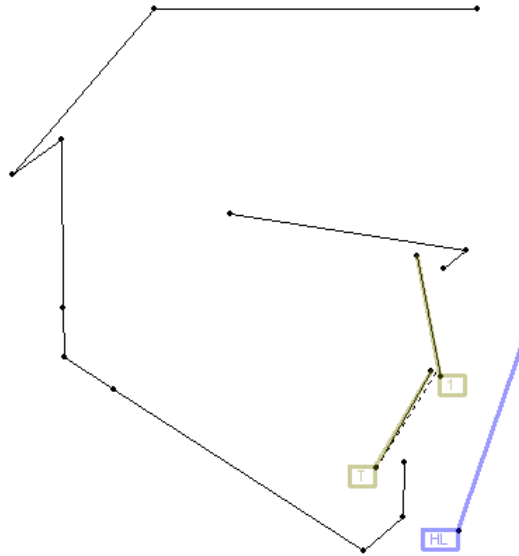
„Felső metsző tengely (1): az is és isa pontokat összekötő vonal. A felső metszők hossztengeyét képviseli.”

⁷ Forrás: szerkesztette a szerző

⁸ Forrás: szerkesztette a szerző

„Alsó metsző tengely (T): az *ii* és *ia* pontokat összekötő vonal. Az alsó metszők hossztengeyét képviseli.”

„Holdaway-vonal (HL): harmónia vonal. A lágyszegőpontion és a felsőajak-pontot összekötő vonal. Az orr- és ajakprofil esztétikai értékelésére használjuk.”



9. ábra 1, T és HL kefalometriai vonalak⁹

1.2.3 Kefalometriai szögek

[36]

Szükséges még a kefalometriai szögek definiálása is, hogy matematikailag felírható legyen a diagnózis felállításához szükséges kefalometriai analízis.

Az SNA, SNB, ANB, SNP_g szöveget három pont határozza meg, és mindegyiknek a csúcsa az N pont. Fontos, hogy az ANB szöget előjelesen kell értelmezni. Akkor pozitív az ANB értéke, amikor az A pont az NBL vonal elé esik, amikor mögé esik akkor pedig negatív.

Az NSBa és a Gn-tgo-Ar is három pont által meghatározott szögek.

Az NL-NSL és az ML-NSL szöveget a korábban már meghatározott kefalometria vonalak két egyenese által bezárt szögeként lehet lemérni. Az NL-NSL lehet negatív érték is.

A Norderval (N) szög a B és a Pg pontok által meghatározott egyenes és a Gn és a tgo pontok által meghatározott egyenes által bezárt szög.

⁹ Forrás: szerkesztette a szerző

A metszőfogak szögei:

- az 1-T az alsó és a felső metszőfogak tengelyei által bezárt szög

- az 1-NA szög a felső metszőfog tengelye és az N és az A pont által meghatározott egyenes által bezárt szög

-a T-NB szög az alsó metszőfog tengelye és az N és az B pont által meghatározott egyenes által bezárt szög

Holdaway (H) szög a HL vonal és az N és a B pontok által meghatározott szög.

1.2.4 Kefalometriai távolságok

[36]

Végül a kefalometriai távolságok definiálásával lesz teljes kefalometriai analízis felállításához szükséges matematikai apparátus.

Az 1-NA az is pont a NAL vonaltól mért előjeles távolsága.

A T-NB az ii pont a NBL vonaltól mért előjeles távolsága.

A Pg-NB a Pg pont az NBL vonaltól mért távolsága.

A T-NPg az ii pont az NPgL vonaltól mért előjeles távolsága.

Az N-Sp' és az Sp'-Gn távolságok. Az N és a Gn pontokon átmenő egyenes és a Pm és az Sp pontokon átmenő egyen metszéspontja az Sp' pont. A két távolság így két pont távolsága.

1.2.5 Manuális kefalometriai mérések

Annak megértéséhez, hogy munkám miért teszi biztonságosabbá a műtét tervezését szükséges megismerni, hogy milyen bonyolult és hosszadalmas folyamat volt egy kefalometria analízis elkészítése.

A kefalometriai kiértékelések kezdetben vonalzó és szögmérő segítségével történtek. A röntgenfilmre rögzítettek egy pausz papírt és felhelyezték egy átvilágító asztalra. Első lépésként az anatómiai képletek kontúrvonalait ceruzával átrajzolták a pausz papírra. Ezután a kontúrvonalon jelölték be a definíció szerint a vizsgálni kívánt pontokat. Mivel a vizsgálni kívánt szögeket sokszor két pont által meghatározott egyenesek közt kell mérni és az egyenesek sok esetben távol esnek egymástól, két vonalzó segítségével az eredeti első egyenessel párhuzamos egyeneseket kell húzni úgy, hogy a párhuzamos

egyenes és a második egyenes metssze egymást. Így már a szögmérő segítségével el lehet végezni a mérést. Ez a folyamat az orvos gyakorlottságától függően 15-20 percet vesz igénybe.

1.2.6 Teleröntgen felvételek digitális kezelése

[39] [40]

Amikor elkezdtem foglalkozni a kefalometriai kiértékelésekkel, kizárólag filmre készült teleröntgen felvételek voltak csak elérhetők az országban. A digitalizálásra két út volt járható. Be lehetett szerezni A4-es méretű digitalizáló táblákat és akkoriban a digitalizáló toll mellett egy szálkereszttel rendelkező egeret is adtak hozzá. Ez a megoldás volt az első, amivel el tudtam indulni. A röntgen filmről átrajzolt pausz papír pontjait lehetett a szálkereszt kurzor segítségével digitalizálni. Ma gyakorlatilag a kapható digitalizáló táblák többsége túl kicsi, nem fér rá egy teleröntgen felvétel és csak tollat vagy egy szálkereszt nélküli egeret lehet hozzá használni.

A későbbiekben megjelentek az elérhető árú - otthoni felhasználásra szánt - A4-es méretű átvilágítós szkennerek. Ebbe a röntgen filmet behelyezve a film alatt haladt az érzékelő, ezzel szemben a film felett haladt egy lámpa. Ezzel a megoldással a pausz papírra átrajzolás fázisát is meg lehetett spórolni. Sajnálatos módon néhány év múlva az átvilágítós szkennereknek ez a típusa már nem volt beszerezhető. Vagy csak kis felületű (dia) méretű volt az átvilágító vagy professzionális kivitelű ezért gyakorlatilag megfizethetetlen árú eszközök maradtak a piacon. Néhány évig maradt az átrajzolt pausz papír egyszerű szkennerral történő digitalizálása. Vagy a páciens olyan röntgen centrumba küldése, ahol a filmre készült felvételt átvilágítós szkennerral digitalizálták és azt is az orvos rendelkezésére bocsájtották.

A napjainkban már alapvetően csak digitális teleröntgenek [41] készülnek. Ezek nem csak azért jók, mert nem kell digitalizálni a filmet, hanem kisebb sugár terheléssel készülnek, mint a filmre készített elődjeik. Ezen kívül jobb minőségűek a felvételek, jelentős a röntgen árnyék különbség a csontok és az arc lágyrész kontúrja közt. Ezt a problémát egy takarással oldották meg, és amikor nem volt jól beállítva a gép nagyon nehezen volt látható a lágyrész kontúr. Ráadásul az egyes páciensek csontozatának mész tartalma is eltérő, tehát azonos sugárdózis esetén is nagyon eltérő világosságú röntgen filmet lehet kapni. A teleröntgen minősége nagyban függött a készüléket kezelő rutinjától.

Napjainkban a digitális teleröntgen készülékekkel egyenletesen jó minőségű felvételek állnak az orvosok rendelkezésére.

1.2.7 Kefalometriai értékek kiszámítása 2D koordináták alapján

Az olvasó úgy gondolhatná, hogy egy szög kiszámítása egyszerű, ha rendelkezésünkre állnak az anatómiai képletek koordinátái. Azonban vannak tapasztalatot, és odafigyelést igénylő számítások. Pl. hogy a plusz és a mínusz 10 fok koszinusza megegyezik, vagy két egyenes által bezárt szög lehet pozitív és negatív is attól függően, hogy egymáshoz képest a két vonal az óramutató járásában vagy ellentétes irányban helyezkedik el. Ezen kívül két egyenes meghatároz egy szöget és egy kiegészítő szöget is, tehát azt is definiálni kell, hogy melyik szöget keressük.

Két ponttal meg lehet határozni egy egyenest, de a fentiek ismeretében akkor járunk el helyesen, ha a két ponttal egy vektort határozunk meg és akkor a feladatunk már két vektor által bezárt szög kiszámítása. Az alábbiakban ismertetett algoritmussal, három ponttal leírt előjeles szög kiszámítása végezhető el. Természetesen a korábban az anatómiai képletek bejelölésével létrejövő négy pontból kettő a szög befogóinak végpontja, a harmadik pont pedig a két egyenes metszéspontja.

A szög kiszámítására az algoritmus:

legyen p_1, p_2, p_3 a három pont koordinátája

p_1-p_2 pontokkal definiáljuk V_1 vektort

p_3-p_2 pontokkal definiáljuk V_2 vektort

Az alábbi képlettel kiszámolható a két vektor által bezárt szög

$$\text{ArcCos}(\text{skalar}(V_1, V_2) / \text{len}(V_1) / \text{len}(V_2))$$

A problémát az okozza, hogy a kapott eredmény 0 és $+\pi$ közé esik, tehát mindig pozitív, ezt úgy lehet kiküszöbölni, ha megvizsgáljuk, hogy a két vektor milyen irányban van egymáshoz viszonyítva az óramutató járását alapul véve.

A következő lépésben az X tengely irányába kell elforgatni a V_1 -es vektort és ugyanilyen mértékben el kell forgatni a V_2 -es vektort is. A V_2 vektor Y koordinátájának előjele adja a két vektor által bezárt szög előjelét.

A kefalometriai mérések során egy pontnak az adott egyenestől mért távolságát is meg kell határozni, ráadásul definíció szerint előjeles távolságot kell mérni. Ez azt jelenti, hogy a távolság nagysága a matematikailag kiszámítható távolság, amely a pont, a pontból az egyenesre húzott merőleges egyenes és az egyenes metszéspontja között mért távolság. Az előjelet pedig az határozza meg, hogy a pont melyik oldalára esik az egyenesnek.

Az előjeles távolságot kiszámító algoritmus:

legyen p_1 , p_2 (az egyenest meghatározó pontok) és p_3 (azon pont, aminek az egyenestől mért távolságát keressük) koordinátája.

Első lépésként meg kell határozni a p_3 pontból a p_1 , p_2 pontokkal definiált egyenesre merőleges egyenes metszéspontját. A metszéspont és a p_3 pont távolsága megadja a keresett távolság nagyságát.

Az előjelet úgy tudjuk megállapítani, hogy p_1 pontot az origóba toljuk, majd p_2-p_1 vektort az x tengely irányába forgatjuk, ugyanezt az elforgatást elvégezzük a p_3-p_1 vektorral is. Ezek után a transzformált p_3 pont y koordinátájának előjele adja meg a keresett távolság előjelét.

1.3 Hagyományos CT és a CBCT összehasonlítása

[42] [43]

Az eddig ismertett eljárásokkal csak 2D röntgen felvételek értékelhetők ki, melyeken a csontoknak csak vetületi nézetei jelennek meg. A biztonságosabb tervezésekhez szükséges a csontozat 3D térben történő vizsgálata.

A CT (Computed Tomography) a hagyományos röntgen technika tovább fejlesztésén alapuló eljárás. [44] A felvétel készítése során a sugárforrás vékony síkszerű röntgensugárnyalábot bocsájt ki, miközben körbe forog a vizsgált test körül és a túloldalon elhelyezkedő detektor a beérkező sugárzás intenzitását rögzíti. A modern CT berendezések egy körbefordulás során több mint száz szeletről készít felvételt. Majd arrébb megy a sugárforrás és a detektor, és újabb körbefordulást tesz. A rögzített intenzitás adatokból matematikai úton kiszámítható az egy szeletben a különböző tér részletekben jelenlévő anyagok röntgensugár elnyelése. Mint ismeretes a különböző anyagoknak más és más a sugárelnyelése. A különböző anyagok radiodenzitását HU-ban (Hounsfield Units) szokás megadni.

A modern CT felvételek szeleteinek felbontása már elég jó, de a szeletek általában 1-2 mm-re helyezkednek el, ez nem elegendő felbontás egy kefalometriai elemzésre. Illetve így is túl nagy sugárdózissal jár a páciens számára, és ha tovább növeljük a szeletek számát az már elfogadhatatlanul nagy sugárdózissal jár. [45] [46]

A CBCT-t (Cone Beam Computed Tomography) fogászati alkalmazásra, alapvetően az implantológiai beavatkozások céljára kezdték el fejleszteni. Az idő előrehaladtával a leképezett térfogat egyre nagyobb lett a felbontás növekedése mellett. Ez azt jelenti, hogy mára a berendezések képesek a teljes arckoponyát befoglaló térfogatot néhány tizedmilliméteres felbontással leképezni. A CBCT felvételek a CT felvételekhez hasonlóan készülnek, azaz a páciens koponyája körül forog a sugárforrás és az érzékelő. A különbség az, hogy a sugárzás kúp alakú és az érzékelő egy sík felület. A leképezett térfogat henger alakú. A CBCT előnye, hogy sokkal kisebb sugárterhelést [47] (2. táblázat) jelent a páciens számára és gyorsabban elkészül, mint egy sima CT felvétel. Hátrányként viszont meg kell említeni, hogy a felvételeken a szürke árnyalat nem arányos a szövet sűrűségével, mert egy voxel képértéke a vizsgált térfogatban elfoglalt helyétől függ. Azaz a CBCT-n nem meghatározható a HU érték, tehát nem alkalmas egy csont minőségének leírására.

Felvélet típus	Effektív dózis (µSv)
1 napi háttérsugárzás	8
1 posteroanterior teleröntgen	6
4 ráharapásos intraoralis felvétel	38
I-CAT CBCT (6 × 15,5 cm FOV)	32–61
I-CAT CBCT (13 × 15,5 cm FOV)	68–133
Mellkasröntgen	170
Koponya-CT	2000

2. táblázat A fogászati és hagyományos radiológiában elterjedt vizsgálmódszerek effektív sugárdózisai [MZS9]

1.4 CBCT alkalmazhatósága kefalometriai mérésekhez

[48] [49] [50] [51] [52] [53] [54] [55] [56] [57] [58] [59] [60] [61] [62] [63] [64]

A fentiek ismeretében célszerű választás a CBCT felvételek felhasználása a 3D kefalometriai analízisek elvégzéséhez és ezzel a tervezés és azzal együtt a műtéti biztonság növeléséhez. Mivel mindenféle röntgen sugárzás káros az emberi szervezetre először meg kell vizsgálni, hogy milyen sugárterhelést okoz egy-egy vizsgálat. Elfogadható-e ez a sugárterhelés a diagnózis, a kezelési, műtéti terv pontosságának

növelésért cserében. Ezen kívül azt is igazolni kell, hogy az adott képalkotó eljárás hibája, torzítása alkalmassá teszi-e a kefalometriai mérőpontok azonosítására.

A különböző gyártók egyre nagyobb térfogat leképezésére és egyre kisebb voxel méretre törekednek. Álljon itt a piac jelentős részét uraló legnagyobb gyártók névsora: Carestream Health (USA), Dentsply Sirona (USA), Imaging Sciences International LLC (USA), J. Morita (Japán), KaVo Dental GmbH (Germany), Planmeca (Finnország), Soredex (Finnország), Vatech (Korea).

Mivel a vizsgált felvételek egy i-CAT géppel készültek, vizsgáljuk meg annak a készüléknek a paramétereit és egy újabb Planmeca berendezését.

i-CAT CBCT készülék:

13 cm magas és 15,5 cm átmérőjű a leképezett volumen, amely 22 cm magasra növelhető (ilyenkor két egymást átfedő 13 cm magas felvétel készül, és azt illeszti össze a készülék gyári programja)

0,3-0,4 mm voxel méret

32 és 133 μSv közti sugárterhelés a felvétel beállításaitól függően

Planmeca ProMax 3D berendezés:

a legkisebb leképezett volumen 5 cm magas és 8,5 cm átmérőjű 0,4 mm voxel mérettel 4 μSv sugárterheléssel

a kefalometria mérésekhez használható volumen 16-17 cm magas és 20-23 cm átmérőjű 0,3-0,6 mm voxel mérettel 14,7 – 42 μSv sugárterheléssel

A sugárdózis nagysága erősen befolyásolja a felvétel minőségét. A legmagasabb dózist egy postoperatív felvételhez adja meg a gyártó, ebben az esetben a páciens koponyája tele van fém alkatrészekkel, melyek jelentősen befolyásolják a röntgensugár szóródását.

Több kutatással igazolták, hogy a CBCT felvétel torzítás nélkül képezi le a koponyát, pontosabban elfogadható mértékű az eltérés a fosszilis koponyán fizikailag mért és az arról készült CBCT felvételen mért távolságok közt. [65]

A legtöbb kutatásban az anatómiai pontokat a CBCT felvételen készített 3D-ben rekonstruált [66] [67] csont felszínén jelölték be. A publikációkban elég nagy eltérést

mérték a különböző vizsgálok által megjelölt pontok közt. Azonban végső konklúzióként azt vonták le, hogy mivel a mért távolságok közti átlagos eltérés a vizsgált távolságok kilencven százalékában kisebb volt két milliméternél, kefalometriai vizsgálati célra kielégítően pontosak a renderelt felszínen azonosított pontok [65] [68] [69] [70] [71] [72] [73] [74] [75] [76] [77]

Az biztosan kijelenthető, hogy a CBCT adatállományból létrehozható frontális és oldalirányú teleröntgen felvétel is, használható kefalometriai mérésekre. [78] [79]

A kutatásom során szükségem volt az anatómiai képletek koordinátájának meghatározására. A CBCT felvételekhez adott és az interneten elérhető DICOM néző programok azonban a megjelenítésre fókuszálnak. Maximum egy – egy távolság vagy szög mérésére alkalmasak. Ezért ezekkel a programokkal gyakorlatilag képtelenség kefalometria méréseket végezni, mert 20 – 25 szög és távolság értéket kell meghatározni. Ezért azt a megoldást választottam, hogy írtam egy speciális funkciókkal rendelkező DICOM megjelenítő programot. A programot CranioViewer-nek neveztem el, a vizsgálatom során ezt a programot használták az orvosok az anatómiai képletek regisztrálására.

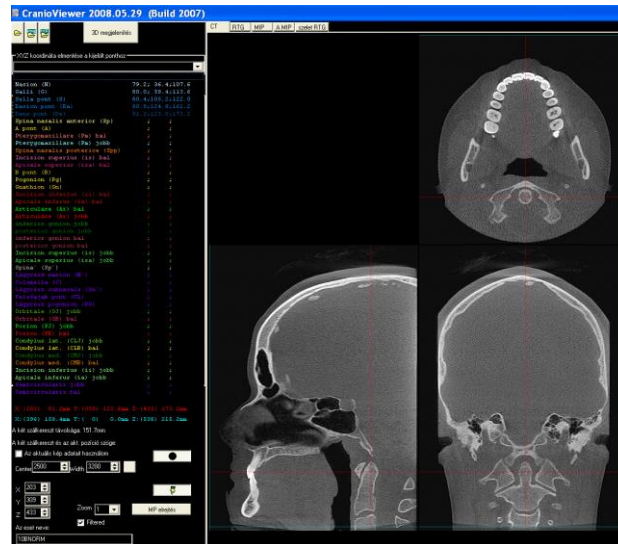
1.5 A CranioViewer program bemutatása

[MZS1]

Ahhoz, hogy a mérőpontok koordinátáit be tudjam azonosítani, készíteni kellett egy programot, ami megjeleníti a CBCT felvételeket és a bejelölt anatómiai képletek koordinátáit el tudja menteni. A reprodukálhatóság és a tévedések minimalizálása érdekében nem lehet a gyári CBCT megjelenítő programokat használni, mivel azokon maximum két pont közti távolság vagy három pont közti szög mérhető és a koordináták is csak a képernyőről, manuálisan írhatók ki állományba. Egy műtét biztonságos megtervezéséhez, az így rögzített koordináták túl nagy emberi hibázási lehetőséget hordoznak magukban, tehát biztonságosan nem használhatók.

Az általam fejlesztett CranioViewer program a CBCT volumen adatállományból matematikai úton konvertált - dicom formátumban tárolt - axiális CT szeleteket a képernyőn axiális, koronális és szagitális nézetben is megjeleníti. (10. ábra) Az azonosított anatómiai pontok koordinátáinak rögzítéséhez egy minden nézetben egyszerre látható és egyszerre mozgó szátkeresztet használok.

Mint ismeretes, a CBCT adatállományának egyes voxeljeinek intenzitása általában 12 vagy 16 biten tárolt.

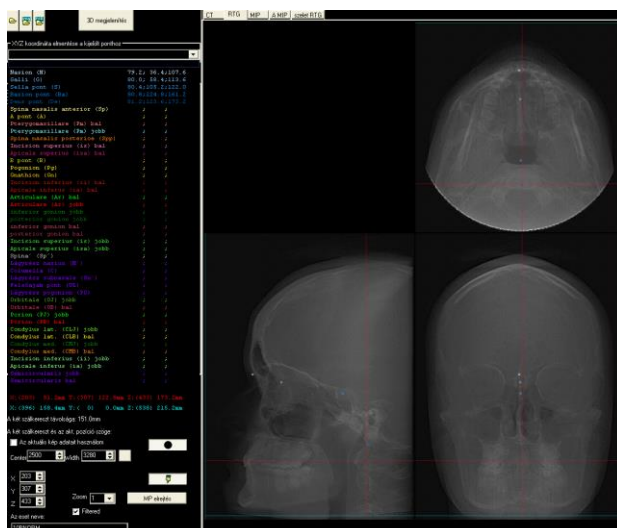


10. ábra CT szelet nézet¹⁰

A megjelenítés egy 256 színű szürke színskálával történik. Ebbe a tartományba a 12 illetve a 16 biten tárolt intenzitás nem fér bele, így a tartomány konverziójára van szükség. A szakirodalomban az is tárgyalt, hogy a különböző sűrűségű anyagoknak (itt most kifejezetten a lágyszövetekre és a csontokra gondolok) más intenzitási tartományba esik az RTG árnyéka. Ezen két szempontot figyelembe véve, a megjelenítéshez szükséges transzformációs algoritmusban az eredeti intenzitás skálán kijelölt középpont és a körülötte definiált tartomány megváltoztatható.

Mivel a fogszabályozásban alkalmazott kefalometriákban a hagyományosan jelölendő anatómiai képleteket klasszikus 2D röntgen képek alkalmazásával definiálták a múlt században, a pontok azonosításához lehetőség van röntgenszerű megjelenítésre is (11. ábra). A röntgenszerű képet előállító algoritmus a nézőponttól az egymás mögötti CT szeletek egyes képpontjainak intenzitását összegzi, majd végül az átlagukat jeleníti meg.

¹⁰ Forrás: szerkesztette a szerző

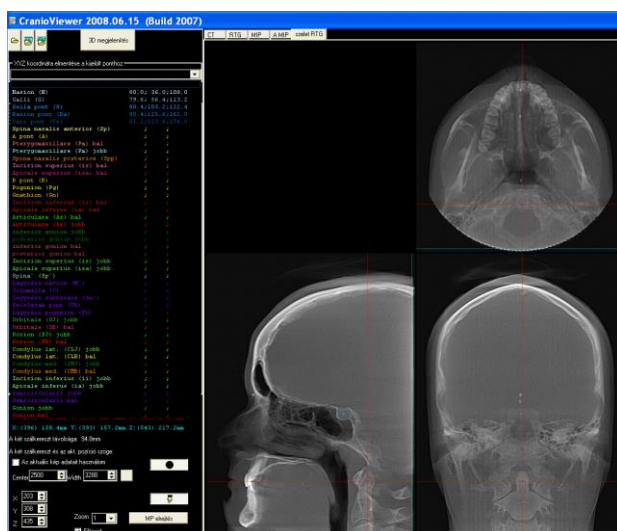


11. ábra Röntgen szerű megjelenítés¹¹

Ekkor azonban ismét szembe kerülünk a frontális teleröntgennel kapcsolatban már említett problémával, nevezetesen a csontok egymásra vetülésével.

Az egymásra vetülés kiküszöbölése érdekében létrehoztam egy általam szelet röntgennek nevezett megjelenítést. (12. ábra)

Ebben a megjelenítésben csak a felhasználó által a volumetogrammban - az általam CT szelet nézetnek nevezett felületen - az elsődleges és a másodlagos kurzor segítségével kijelölt volumenből készít a program röntgenszerű megjelenítést.

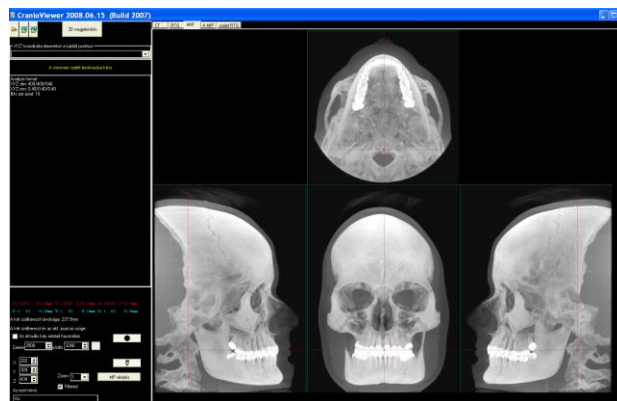


12. ábra Szelet röntgen szerű megjelenítés¹²

¹¹ Forrás: szerkesztette a szerző

¹² Forrás: szerkesztette a szerző

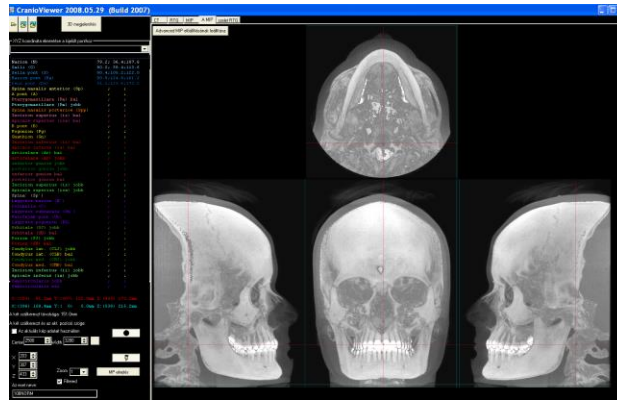
A CT és CBCT felvételek grafikai megjelenítésében elterjedten használt MIP (a maximális intenzitású pontok párhuzamos vetítése) módot (13. ábra) a volumetomogramm adatállományának csak a felére alkalmazva, külön-külön megjeleníthető a fej jobb és bal oldala. Ez azért fontos, mert sok az úgynevezett páros anatómiai pont, ami azt jelenti, hogy a koponya jobb és bal oldalán is megtalálható ugyanaz a pont. Ezek a pontok a hagyományos 2D kiértékelések esetén nem megkülönböztetettek. A 3D kiértékelések esetén a szimetriák, illetve az aszimmetriák megállapításához és méréséhez viszont elengedhetetlen az oldalak külön-külön történő kezelése. [80] [81]



13. ábra MIP megjelenítés¹³

A MIP megjelenítés előnye az egyszerűsége és az ebből eredő gyorsasága, de nagy hátrány lehet a nagyobb intenzitású, hátrébb lévő pontok megjelenése. Ennek kiküszöbölésére a MIP megjelenítést tovább fejlesztve egy AdvancedMIP megjelenítést hoztam létre. (14. ábra). Az algoritmus lényege a következő: merőleges vetítéssel pontról pontra vizsgálom az egymás mögötti voxelek intenzitását, a beállítható intenzitásküszöb elérése után azt az intenzitást jelenítjük meg, ami után már elkezd az intenzitás csökkenni.

¹³ Forrás: szerkesztette a szerző



14. ábra AMIP megjelenítés¹⁴

1.6 Összegzés

Az eddig elkészült fejlesztés segítségével lehetőség nyílt az összegyűjtött CBCT felvételek kiértékelésére.

Hagyományosan a Nasion, a Sella és a Basion pontokkal szokták meghatározni az arcközép síkot. Balesetek során a Nasion pont sérülhet ezért a hátrébb lévő „Galli” ponttal kívántam helyettesíteni. Az orvosi team az évek során sok olyan esettel találkozott, amikor be nem kötött biztonsági öv vagy légszák nélküli autóval történt ütközés során a páciens arckoponyája roncsolódott. A Nasion pont mivel az arc középsíkjának legelején van a roncsolt területre esik. Morbidan hangzik, de a „Galli” olyan mélyen helyezkedik el, hogy amennyiben az sérül, az már az élettel összeegyeztethetetlen, ezért ez a pont jó választás.

A Basion pont a röntgenen egy vetületi pont, tehát a 3D meghatározása esetleges, ezért helyette a második nyakcsigolya nyúlványát a „Dens” pontot kívántam használni. Itt nagyon magyarázni sem szükséges, hogy a 3D térben nem létező pont mellé - annak ellenére, hogy a CranioViewer különböző nézeteinek segítségével jól meg tudják határozni az orvosok – miért érdemes egy fizikailag létező alternatív pontot meghatározni.

Mint ismeretes egy síkot három pont határoz meg. Az arcközép síkot tehát az előbb felsorolt öt pontból három pont kiválasztásával lehet meghatározni. Az öt pontból hármat tízféle variációban lehet kiválasztani.

¹⁴ Forrás: szerkesztette a szerző

	Síkot alkotó pontok	Nasion	„Galli”	Sella	Basion	„Dens”
átlag	N-G-S				2,5	3,2
szórás	N-G-S				12,84	17,08
átlag	N-G-B			-1,31		0,66
szórás	N-G-B			6,61		3,58
átlag	N-G-D			-1,06	-0,43	
szórás	N-G-D			5,39	2,09	
átlag	N-B-D		0,19	0,08		
szórás	N-B-D		0,86	1,77		
átlag	G-B-D	-0,26		0,00		
szórás	G-B-D	1,15		1,67		
átlag	S-B-D	0,01	0,25			
szórás	S-B-D	8,48	6,07			
átlag	N-S-B		0,19			0,04
szórás	N-S-B		0,72			0,85
átlag	N-S-D		0,18		-0,03	
szórás	N-S-D		0,72		0,61	
átlag	G-S-B	-0,26				0,00
szórás	G-S-B	1,02				0,85
átlag	G-S-D	-0,25			-0,01	
szórás	G-S-D	1,03			0,61	

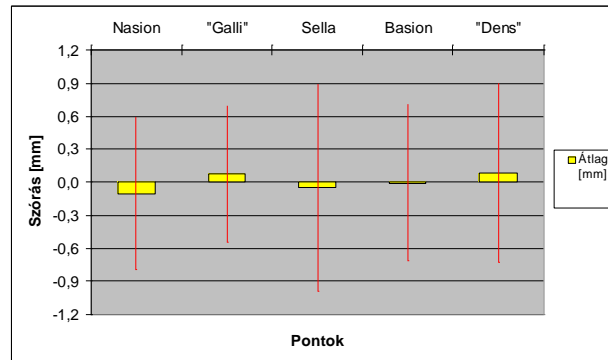
3. táblázat Az arcközép sík meghatározásában nem résztvevő pontok távolsága a síktól és a távolság szórása mm-ben¹⁵

Megvizsgálva minden variációt, (3. táblázat) azt kaptam eredményként, hogy azokra a síkokra illeszkedik legjobban az összes pont, amely síkokat a következő három pont határoz meg. A koponya első részéről felcserélhető a Nasion és a „Galli”, a középső részről feltétlenül kell a Sella pont, míg az alsó-hátsó részről a Basion és a „Dens” pont szintén felcserélhetőnek bizonyult. Másként fogalmazva a három jól elkülönülő területről szükség van egy – egy pontra, hiszen amikor egymáshoz közeli pontokat választunk akkor a kis eltérés is nagy kitérést eredményez a síkban. Ezekben a csoportokban az átlagértékek nem voltak nagyobbak 0,26 mm-nél, a szórás pedig kisebb volt 1,03 mm-nél. [MZS11]

¹⁵ Forrás: szerkesztette a szerző

A másik megoldás, ha az öt pont regressziós síkját fogadjuk el az arcközépsíknak. A vizsgált öt pontból képzett regressziós síktól vizsgáltam az egyes pontok távolságát, majd megállapítottam a vizsgált esetekben az eltérés átlagát és annak szórását.

E vizsgálati eredmények (15. ábra) azt mutatták, hogy sikerült az arcközépsík meghatározásához alternatív anatómiai képleteket találnom.



15. ábra A vizsgált pontok elhelyezkedése a belőlük készített regressziós síkhoz képest¹⁶

A koponya térbeli pozíciójának rögzítéséhez még a „horizontális” beállítására van szükség. Hagyományosan az antropológiából átvett Frankfurti horizontálist definiálták erre a célra, a baloldali szemüreg bemeneti nyílásának csontos alsó peremének legmélyebb pontjával (Orbitale) és a két hallójárat felső csontos peremének legmagasabb pontjával (Porion). Sajnálatos módon ezek a pontok nem minden oldalirányú RTG felvételen azonosíthatók jól, ezért a jobban azonosítható Sella-Nasion szakaszt jelölték és forgatták el az óramutató járásával ellentétesen 6°-ot, vagy a később megfogalmazott kefalometriák már eleve a Sella-Nasion egyenest alkalmazták, mint viszonyítási alapot.

A Nasion, az Orbitale baleset következtében sérülhet. A külső hallójárat hiánya, azaz a Porion pont meg nem léte pedig egy előforduló fejlődési rendellenesség. Megvizsgáltam, hogy helyettesíthető-e a Porion pont a belsőfül felső félkör alakú csontcsatornájának legfelső pontjával („Canal” 23. ábra). A Frankfurti horizontális és az Orbitale-”Canal” szakasz által bezárt szög átlaga mindkét oldalon 7° volt 1,5°-os szórással.

¹⁶ Forrás: szerkesztette a szerző

Kijelenthető, hogy a Porion pont jó alternatívája a „Canal” pont. A meghatározásuk bizonytalansága hasonló mértékű, mint az 1. ábrán és a 2. ábrán is láthattuk és a Frankfurti horizontálishoz való viszonya is stabil, kis szórással.

2 A 3D CBCT ADATÁLLOMÁNYON 3D-RE ÁTÉRTELMEZVE ÉS ARCKÖZÉPSÍKRA VETÍTVE IS HASZNÁLHATÓK A KORÁBBAN 2D RTG-EN ALKALMAZOTT KEFALOMETRIAI ANALÍZISEK.

[MZS1, MZS2, MZS3, MZS15, MZS16]

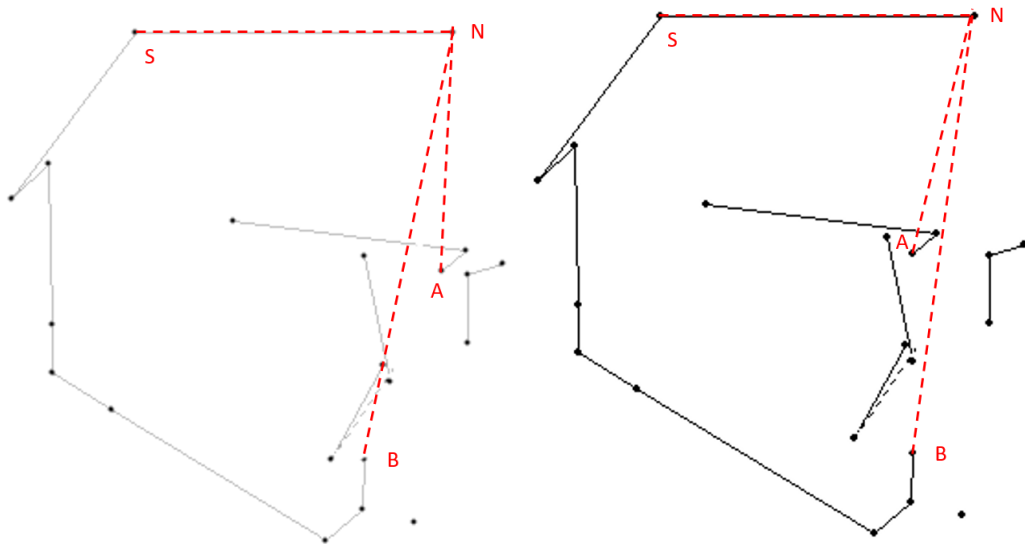
Az eddigi kefalometriai pont, vonal és szög meghatározások 2D röntgen felvételekre voltak leírva. Kutatásaim során azonban 3D CT felvételeket használtam fel, ezért szükségessé vált minden eddigi definíció 3D térben történő átértelmezése. [82] [83] [84]

2.1 A 3D térben végrehajtandó számítások

Ahhoz, hogy a kefalometriai mérések elvégezhetőek legyenek, el kell végezni néhány elsőre pofon egyszerűnek tűnő számítást. Ahogyan már korábban is írtam, a valóságban nem is olyan egyszerű egy - egy számítás kivitelezése programból még síkban sem. Ugyan a számításokat az arc középsíkjába vetített pontok közt végzem el, de az egyes pontok három koordinátával vannak leírva. Ezért minden számítást 3D térben kell elvégezni. [85]

2.1.1 Előjeles szög definíciója és számítása

Azért, hogy általánosan használható legyen az eljárás négy bemenő koordinátát kell megadni. Erre azért van szükség, mert van, amikor három anatómiai képlet közti szöget kell megmérni. Példaként álljanak itt az SNA, SNB és az ANB szögek (16. ábra). A szög előjelét a két különböző (pozitív és negatív) ANB érték segítségével lehet megérteni. Jelen esetben az ANB szög csúcsa az N pont és az NA szakasz az egyik, míg NB szakasz a másik szára a szögnek. Amennyiben a szög két szárát vektorként írjuk le, akkor lesz két vektorunk \overrightarrow{NA} és \overrightarrow{NB} . Az ANB szöget akkor tekintjük pozitívnak, ha az \overrightarrow{NA} vektort N pont körül az óramutató járásába kell elforgatnunk ahhoz, hogy az \overrightarrow{NB} vektor irányába mutasson. Értelem szerűen az óramutató járásával ellentétes forgatás esetén negatív a szög.



16. ábra SNA, SNB és ANB 3 ponttal meghatározott előjeles szögek¹⁷

A másik eset, amikor két szakasz által meghatározott egyenes által bezárt szöget kell meghatározni. Erre jó példa az NL – NSL szög, ami lehet negatív is. Az NL vonalat a Pm és az Sp pontok, míg az NSL vonalat az S és az N pontok határozzák meg. Így a most felírt \overrightarrow{SpPm} és \overrightarrow{NS} vektorok által bezárt előjeles szöget kell meghatározni.

Az univerzális megoldás az, hogy ha négy pont koordinátája a bemeneti paramétere a függvénynek. P1 és p2 az egyik egyenes két pontja, míg p3 és p4 a másik egyenes két pontja, természetesen a három ponttal definiált szög csúcspontja mind a két egymást metsző egyenesen rajta van, tehát itt is megadható a négy pont úgy, hogy a csúcspontot felhasználom mind a két egyenes megadásakor. Az előjeles szög miatt rendkívül fontos, hogy milyen sorrendben adom meg a pontokat.

Nézzük akkor az algoritmust:

Első lépésként meg kell határozni az $\vec{a} = \overrightarrow{p2p1}$ és a $\vec{b} = \overrightarrow{p4p3}$ vektorokat.

Tulajdonképpen a 2D térben már használt eljárás használható a 3D térben is, azaz a két vektor által bezárt szög kiszámítható az alábbi képlettel

$$\text{ArcCos} \frac{\vec{a} \cdot \vec{b}}{|\vec{a}| \cdot |\vec{b}|}$$

Azonban az így kapott eredmény még nem tartalmaz előjel információt. Ezután kiszámítom az X tengely és a $\overrightarrow{p2p1}$ vektor által bezárt szöget, majd a megkapott szöggel

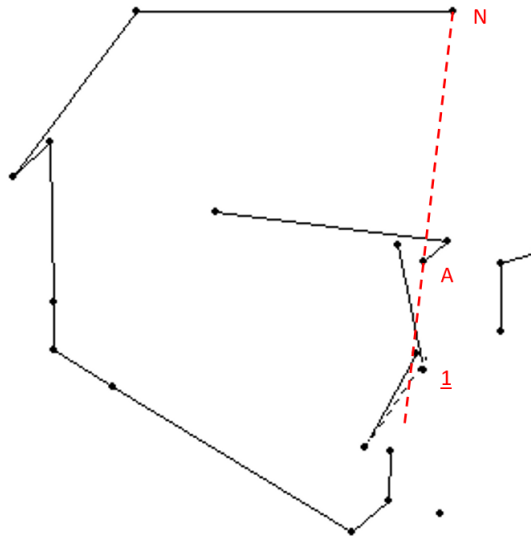
¹⁷ Forrás: szerkesztette a szerző

elforgatom mind a két vektort. Ez a valóságban két lépésben történik, első lépésként y tengely körül forgatok, majd a z tengely körül történik a forgatás.

A forgatások után amennyiben a \vec{b} vektor y koordinátája a pozitív félsíkba esik akkor az előjeles szögünk negatív értékű.

2.1.2 Pont és egyenes előjeles távolságának kiszámítása

Ez tulajdonképpen nem bonyolult feladat, azt gondolnánk, hogy alapvetően nincsen buktatója, de itt is az előjeles távolság, ami a különlegességet okozza. A felhasznált alap képlet viszonylag egyszerű. Használatára példaként mondjuk a 1-NA távolságon a felső egyes metsző fogak koronájának éle és a Nasion (N) és az A pont által meghatározott előjeles távolságot értjük. (17. ábra) A távolság akkor negatív, amikor a metszőfog éle az NA vonal mögött helyezkedik el.



17. ábra NA vonal felső egyes metszőfog éle közti távolság¹⁸

A számításhoz a pont koordinátája legyen Q, az egyenes egyik pontja legyen P és \vec{v} az egyenes irányvektora. Az előjel kiszámításának érdekében a fenti példában az egyenes pontja P lehet az N pont. A \vec{v} irányvektort pedig az N és az A pont koordinátáinak ismeretében a két pont koordinátáinak egymásból kivonásával kapjuk meg. A keresett távolság nagyságát úgy kapjuk meg, ha a \overrightarrow{PQ} és a \vec{v} vektoriális szorzatát elosztjuk a \vec{v} hosszával és az így kapott vektor hossza a keresett távolság.

¹⁸ Forrás: szerkesztette a szerző

$$\text{távolság} = \frac{|\overrightarrow{PQ} \times \vec{v}|}{|\vec{v}|}$$

Ezután kiszámítom az X tengely és a \vec{v} vektor által bezárt szöget, majd a megkapott szöggel elforgatom a Q pontot. Ez a valóságban két lépésben történik, első lépésként y tengely körül forgatok, majd a z tengely körül történik a forgatás.

A forgatások után amennyiben a Q pont y koordinátája a negatív félsíkba esik akkor az előjeles távolságunk negatív értékű.

2.1.3 Egyenesek metszéspontja

Két dimenzió esetén - azon speciális eset kivételével, amikor párhuzamos két egyenes - minden esetben van metszéspontjuk. 3D esetén viszont elég ritka, hogy metszi egymást két egyenes, általánosabb, hogy kitérők. Igazság szerint csak akkor lehet metszéspontjuk, ha egy síkban van a két egyenes. Mit tehetünk, amikor nincsen metszéspontja a két egyenesnek? Meg tudjuk adni a két egyenes azon pontjait, amelyek legközelebb vannak egymáshoz. Mi értelme van ennek és mire használható ez? Korábban tgo kiszámítását hoztam erre példának. Megkeresem a két vonal legközelebb lévő pontjait és az így kapott szakasz felezőpontját tekintem a tgo-nak. Egyébként az arcközépsíkjába vetített pontokkal végzett számítások esetén, a számábrázolásból adódó pontatlanságoktól eltekintve, a pontok egy síkban vannak.

P1 és p2 az egyik egyenes két pontja, míg p3 és p4 a másik egyenes két pontja. Első lépésként a két vonal közti legrövidebb szakasz két végpontját számoltatom ki. Pa az első és Pb a második vonalon lévő, a másik vonalhoz legközelebbi pontja. Második lépésként Pa és Pb közti távolságot számoltatom ki, amennyiben ez a távolság közel nulla (a számábrázolási pontosság miatt szinte sosem lesz kerek null) akkor van metszéspont és a metszéspont maga a Pa és a Pb is. Továbbá az algoritmus azt is visszaadja, hogy van-e metszéspontja a két egyenesnek vagy nincsen. Amikor kitérők az egyenesek akkor a Pa és Pb szakasz felezőpontját lehet felhasználni végeredményként.

2.1.4 Pont síkra merőlegesen vetített képe

Miután meghatározásra került az arcközép síkja, minden a 3D térben azonosított anatómiai képletet merőlegesen be kell vetíteni az arcközépsíkba. Jelöljük P-vel a pontot, amit a síkba kívánunk vetíteni, S a sík egy pontja, \vec{n} pedig a sík normálvektora.

Első lépésként számítsuk ki a P-ből az S-be mutató vektort, ez legyen a \vec{v} vektor.

$$\vec{v} = P - S$$

Második lépésként számítsuk ki \vec{v} és \vec{n} skaláris szorzatát. Ez a pont és a sík távolsága lesz a sík normálvektora irányában.

$$távolság = \vec{v} \cdot \vec{n}$$

Végül szorozzuk meg a távolsággal a sík normál vektorát \vec{n} és az így kapott vektort vonjuk ki a P pontunkból.

$$Vetített Pont = P - távolság * \vec{n}$$

2.1.5 Pont síktól mért távolsága

Erre a számításra két esetben van szükségem. Akkor, amikor a páros pontok arcközépsíkjától mért távolságával szeretném az arc szimmetriáját vizsgálni, vagy ha az arcközépsík generálási metódus kiválasztása során, a vizsgálók által szimmetrikusnak ítélt koponyák esetén, azt kívánom vizsgálni, hogy a különböző pontokból generált arcközépsíkok közül, melyik tekinthető leginkább elfogadhatónak.

Ez a távolság tulajdonképpen a pont síkra merőlegesen vetített képének meghatározása során, az első két lépésében megkapott távolság, aminek számítási metódusát az előző fejezetben már ismertettem.

2.1.6 Regressziós sík meghatározása

Először is tisztázni kell, mit értünk a regressziós síkon, hiszen egy síkot három ponttal meg lehet határozni. Azonban az arc középsíkjának meghatározásakor olyan vizsgálatokat végeztem ahol háromnál több pontot vizsgáltam, hogy megállapítsam melyik pontok a legalkalmasabbak az arc középsíkjának megállapítására.

Regressziós sík az a sík melytől a definiáló pontok távolságának négyzetösszege minimális.

Első lépésként kiszámítjuk a síkot meghatározó pontok súlypontját.

$$súlypont = \frac{\sum_{i=1}^n P_i}{n}$$

P-vel jelöljük a pontokat,

n pontból számolunk

Ezután kiszámítjuk a súlypontból az egyes pontokba mutató vektorokat (\vec{v}). Ezek a vektorok háromdimenziósak, vesszük az $x = 0$ esetén a két dimenziós vetületüket. Meghatározzuk a vetületi vektorok szögét. φ

$$\varphi_i = \arctan\left(\frac{\vec{v}_{iz}}{\vec{v}_{iy}}\right)$$

Növekvő sorrendbe rendezzük a szögeket, majd a vektoroknak ennek megfelelő sorrendben ki kell számítani a vektoriális szorzatát

$$\vec{cv}_1 = \vec{v}_{\varphi_1} \times \vec{v}_{\varphi_2}$$

$$\vec{cv}_2 = \vec{v}_{\varphi_2} \times \vec{v}_{\varphi_3}$$

...

$$\vec{cv}_n = \vec{v}_{\varphi_n} \times \vec{v}_{\varphi_1}$$

Az így megkapott vektorokat össze kell adni és végül normalizálni és így megkapjuk a regressziós sík normálvektorát.

2.2 A kutatás menete

Első lépésben elkészült a CBCT adatállományok megjelenítésére és a beazonosított anatómiai képletek eltárolására alkalmas CranioViewer program. Az orvosok elkezdhatték a munkát, a meglévő CBCT felvételeken be kellett jelölni az anatómiai képleteket. Első lépésként azt kellett ellenőriznem, hogy ugyanazon orvos által különböző időpontokban bejelölt pontok milyen mértékben egyeznek meg. Illetve, hogy különböző orvosok által bejelölt anatómiai képletek milyen mértékű eltérést mutatnak. Hiszen amennyiben már egy pont meghatározása is bizonytalan, akkor az abból tovább számolt érték is bizonytalan lesz.

Mivel minden kefalometriai norma teleröntgen felvételek kiértékelésével készült, azt is igazolni kellett, hogy a CBCT adatállományban azonosított kefalometria képletek 3D koordinátájából előállítható a 2D teleröntgenen bejelölt 2D pontokból számított kefalometria analízis használható. Továbbá etikai engedély birtokában, össze kellett gyűjteni harmónikus arcú fiatal felnőttekről készült CBCT felvételeket. Megjegyzem, a

gyűjtéskor az is feltétel volt, hogy korábban nem estek át fogszabályozó kezelésem. Ezt a feltételt volt a legnehezebb teljesíteni.

A 2D kefalometria mérések elvégzésére az a megoldás mutatkozott célszerűnek, hogy a 3D anatómiai képleteket az arc középsíkjába vetítem, úgy ahogy a röntgen sugárzás is teszi egy teleröntgen elkészítésekor. A teleröntgen készítésekor a páciens fejtartását szemre állítják be. A nagyítás miatt még szimmetrikus koponya esetén is kettős kontúr megjelenéséhez vezet a páros anatómiai képletek esetén. A legtöbb 3D megjelenítő és mérő program esetén is ezt a szemre történő beállítást követik. [86] [87]

Álljon itt Swennen [88] és társai által javasolt metódus:

A koponya szabványosított virtuális pozicionálása

1. lépés: Pozicionálja a koponyát a középsíkhöz, a páros középső arc anatómiai struktúrák segítségével. (pl. a szemgödörök, a homloknyúlványok, a homlokcsontok maxilla, frontozygomaticus varrat) a 3D rekonstruált csont felszín frontális nézetét használva.
2. lépés: Helyezze el a koponyát az FH-val párhuzamosan a 3D rekonstruált csont felszín jobb oldali profilnézetében. Az FH (Frankfurti Horizontális) köti össze a külső koponyacsont legfelülso pontját infraorbitális perem (Orbitale) a külső hallójárat (Porion) legalsó pontjával.
3. lépés: Ellenőrizzük a koponya helyzetét a 3D rekonstruált csont felszínén a bal oldali profilképén FH-hoz képest. Ha egy eltérés van a jobb és a bal FH között, akkor a koponyát mindig jobb oldali FH-val kell párhuzamosan tájolni. Egyoldali veleszületett rendellenességek (pl. Goldenhar-szindróma, hemifaciális mikrosómia) vagy szerzett rendellenességek esetén (pl. infraorbitális perem törése) a nem érintett FH-t kell használni a helymeghatározáshoz a koponya pozicionálásához, míg kétoldali rendellenességek esetén, törekedni kell a koponya FH-val párhuzamosan beállítására más tájékozódási pontok segítségével.

Ez mérnöki szemmel teljesen esetleges megoldás, arról nem is beszélve, hogy a vizsgálni kívánt fejlődési rendellenesség vagy baleseti sérülés esetén, gyakorlatilag használhatatlan megoldás. A következő vizsgálatnak az arc középsíkjának meghatározási lehetőségeinek vizsgálata adódott.

Ezek után készen-álltunk fejlődési rendellenesség miatt féloldalas állkapoccsal rendelkező páciens műtétének megtervezésére. Nem véletlenül használtam a többes számot, hiszen míg én ki tudtam fejleszteni azt az eljárást és programot, ami meg tudta tervezni a műtétet, a műtéti tervet és az elő- és utókezelést egy fogszabályozó szakorvos, míg a műtétet magát egy arc és állcsontsebész csapat tudta elvégezni. Ezután már készen álltunk egy balesetben féloldalasan sérült arcreekonstrukciós műtétének segítésére is, az ép oldal tükrözésével és 3D nyomtatott arc részletnek az elkészítésével.

2.2.1 A 3D koordinátarendszerben fellépő új problémák

A hagyományos teleröntgen felvételen minden anatómiai képlet egy síkban látható, tehát a mért szögek síkszögek. Azonban a valóságban az anatómiai képletek alapvetően nem egy síkban helyezkednek el, csak a röntgen felvétel készítésekor vetülnek egy síkba. Azaz a teleröntgen felvételen mért síkszögek valójában a 3D térben elhelyezkedő anatómiai képletek egy síkra vetített reprezentációját írják le.

Amikor a CBCT 3D adatállományában azonosított három anatómiai pont közt szeretnénk szögmérést végezni, akkor a három pont meghatároz egy síkot, tehát ebben a síkban meg lehet mérni a három pont által bezárt szöget. Természetesen a három pont által meghatározott síkban mért szög teljesen más érték, mint a teleröntgenen a 2D vetületben mért érték.

Ennek szemléltetésére egy példa a Gn-tgo-Ar pontok által meghatározott tgo-szög.



18. ábra Állkapocs¹⁹

Köznapi megfogalmazásban ez a szög az állkapocs (mandibula) teste és a felszálló szára által bezárt szög. Azonban már a pontok 3D definiálása közben kiderül, hogy az Ar

¹⁹ Forrás: szerkesztette a szerző. A teljes méretű kép a függelékben található.

szerkesztett pont, és a tgo két szakasz metszéspontja. Ebből könnyen belátható, hogy ezek a pontok fizikailag nem léteznek a 3D adatállományban, hiszen különböző síkokban lévő csontrészeknek a teleröntgenre vetült képének felhasználásával definiálták azokat. Ráadásul mindegyik pont páros pont, azaz az arc jobb és bal oldalán is megtalálhatók.

A 2D pont definíciók esetén is megemlítsre került, hogy amennyiben a koponya median-sagittalis síkja nem párhuzamos a röntgen filmmel, akkor kettőzött mandibula kontur jelenik meg, és ebben az esetben a felező pontot kell használni. Azaz már a szimmetrikus koponyát feltételező pont definíció is számol a hibás beállítású röntgen beállítás esetén a pontok elvetülésével.

A 3D térben így 6 pont jelölhető be. Felmerül a kérdés, hogy melyik szöget mérjük? Mérhetők külön-külön a jobb és a bal oldali három pont által kijelölt szögek, viszont ezek a szögek mind oldalirányú, mind frontális távolságoktól is függnek, tehát nem a teleröntgenen definiált szögértékeket kapjuk. Amennyiben elfogadjuk azt, hogy a mért értékeknek az eredetileg a teleröntgenre vetült anatómiai képletek által az arc középsíkjában mérhető értékeknek kell lenniük, akkor meg kell határozni az arc középsíkját és minden azonosított anatómiai pontot arra kell merőlegesen vetíteni. A páros pontok esetén két megoldás kínálkozik, az egyik, hogy a két vetített pontot összekötő szakasz felezőpontjával végezzük el a számításokat, a másik megoldás - és én ezt választottam, - hogy külön - külön kiszámolom a jobb és a bal oldali pontokra is az érintett szögértéket. Ezzel a megoldással az aszimmetrikus arcok is diagnosztizálhatóvá válnak.

További probléma, hogy a tgo két vonal metszéspontjaként definiált, de a 3D térben két vonal általában nem metszi egymást. A probléma feloldására megkerestem a két vonal legközelebbi lévő pontjait és az így kapott szakasz felezőpontját tekintem a tgo-nak.

2.2.2 Az anatómiai képletek meghatározásának meghatározása 3D térben

[MZS5]

Amint már korábban is írtam a mérések elvégzéséhez szükséges a kefalometriai pontok azonosíthatóságát maximalizálni. Ezért szükséges a kefalometriai mérőpontok minél precízebb definiálása a 3D térben is. Ez elengedhetetlen, hogy a kiindulási adataink megbízhatók legyenek.

Nasion (N) (páratlan pont)

2D: az os nasale-k és a homlokcsont 2D laterális vetülete által alkotott vertikális ív legdorzálisabb pontja, annak ventrális/frontális felszínén

(lat. ceph. =az oldalirányú teleröntgenanalízisekben alkalmazzuk)

2D: az os nasale-k közötti és a homlokcsont varratának találkozása

(front. ceph. =a frontális teleröntgen analízisekben alkalmazzák)

3D: az os nasale-k közötti és a homlokcsont varratának találkozása a ventrális/frontális felszínén

Sutura zygomaticofrontalis (páros pont)

2D: az os frontale és az os zygomaticus közti varrat legventrálisabb pontja a csontos szemüreg oldalsó peremének élén

(lat. et front. ceph.)

3D: az os frontale és az os zygomaticus közti varrat legventrálisabb pontja a csontos szemüreg oldalsó peremének élén

Apertura pyriformis (páros pont)

2D: a maxilla által alkotott csontos orrbemenetnek a coronalis/axiális síkban egymástól legtávolabb eső pontjai

(front. ceph.)

3D: a maxilla által alkotott csontos orrbemenetnek a coronalis/axiális síkban egymástól legtávolabb eső pontjai

Pterygomaxillare (páros pont)

2D: a fossa majd canalis pterygopalatina elülső falát alkotó maxilla hátsó felszínének és a csontos palatum helyesebben az orrüreg alsó felszíne metszéspontja

(lat.ceph.) [89]

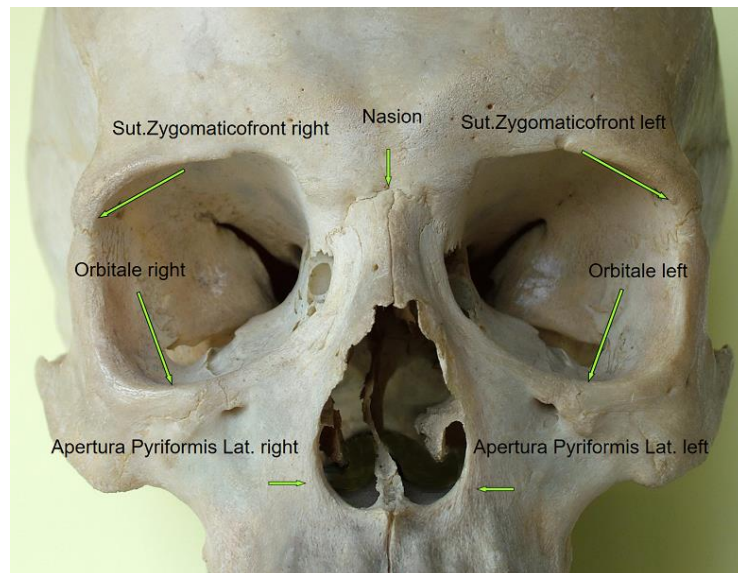
3D: a tuber maxillae és a pterygoid lemez találkozási pontja a spina nasalis posterior magasságában

Orbitale (páros pont)

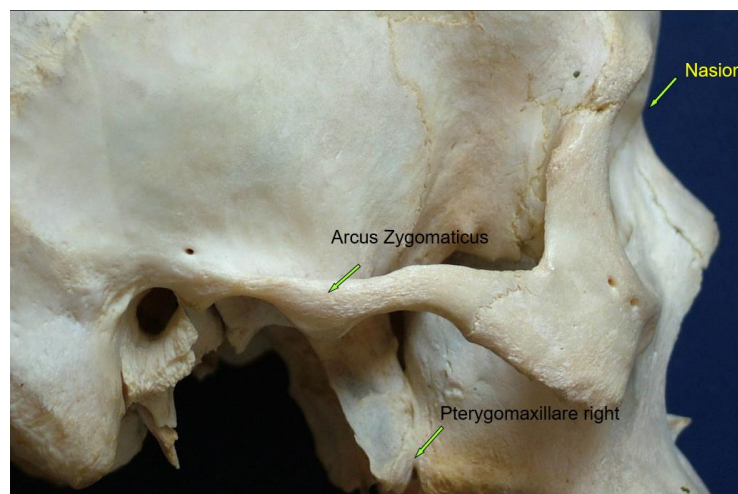
2D: a legősibb antropológia mérőpontok egyike, az orbitabemenet legcaudalisabb pontja

(lat. ceph. és front. ceph.)

3D: az orbitabemenet legcaudalisabb pontjának éle



19. ábra Arckoponya pontjai szemből²⁰



20. ábra Arckoponya pontjai oldalról²¹

Arcus zygomaticus (páros pont)

²⁰ Forrás: szerkesztette a szerző. A teljes méretű kép a függelékben található.

²¹ Forrás: szerkesztette a szerző. A teljes méretű kép a függelékben található.

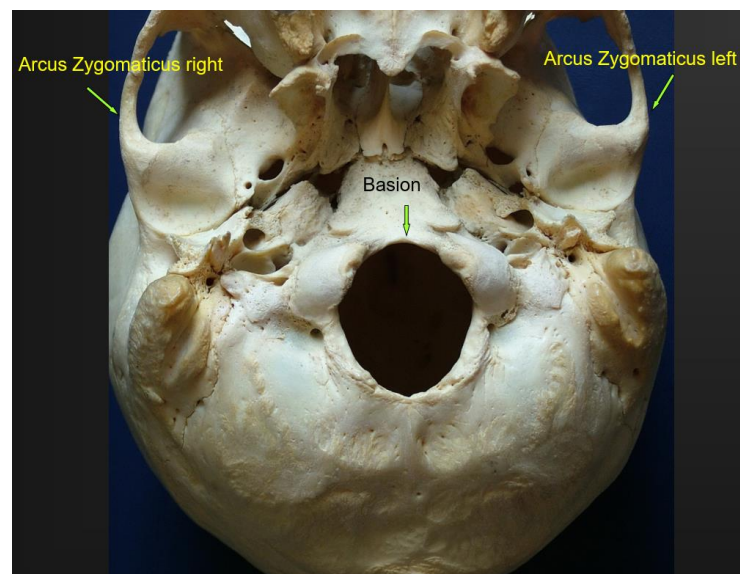
2D: az arcus zygomaticus legszélesebb pontja
(front. ceph.) [90] [91]

3D: az arcus zygomaticus vertikális és szagittális ívén felvehető legtávolabb eső pontok

Basion (páratlan pont)

2D: a foramen magnum ventrális ajkának legalsó, legdorzálisabb pontja
(lat. ceph)

3D: a foramen magnum ventrális ajkának legalsó, legdorzálisabb pontja



21. ábra Koponya pontjai alulról²²

Crista Galli (G) (páratlan pont)

2D: az os ethmoidale Christa Galli-jának és a lamina cribrosa metszéspontja
(front. ceph.) [92] [93]

3D: az os ethmoidale Christa Galli-jának és a lamina cribrosa metszéspontja, amit ventrodorsalisan tetszőlegesen veszünk fel, mert sagittális irányban semmiféle határoló képlet nincs, de a coronalis síkban egyértelműen meghatározható

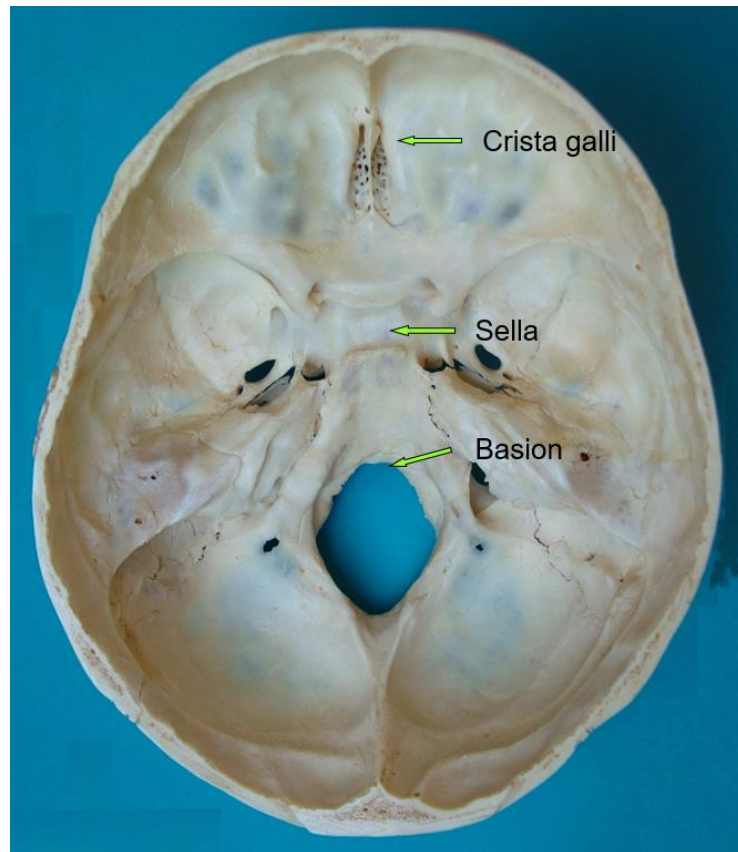
²² Forrás: szerkesztette a szerző. A teljes méretű kép a függelékben található.

Sella (páratlan pont)

2D: a sella turcica vagy fossa hypophysealis 2D oldalirányú vetületének geometriai középpontja

(lat. ceph)

3D: a sella turcica vagy fossa hypophysealis geometriai középpontja



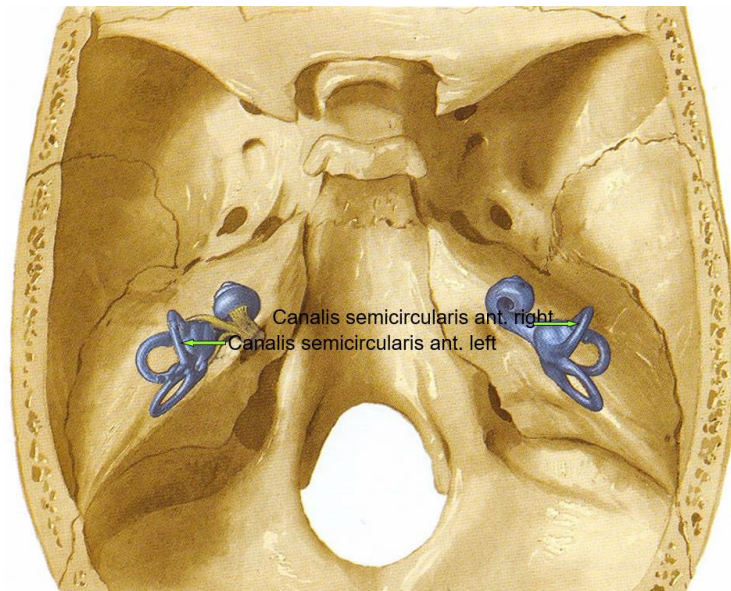
22. ábra Koponyai pontjai felülről metszetben²³

Semicircularis (SC) (páros pont)

2D: 2D kefalometria az intracraniális elhelyezkedés miatt a megjeleníthetőség hiányában nem alkalmazta

3D: a canalis semicircularis anterior seu superior legkranialisabb pontja

²³ Forrás: szerkesztette a szerző. A teljes méretű kép a függelékben található.



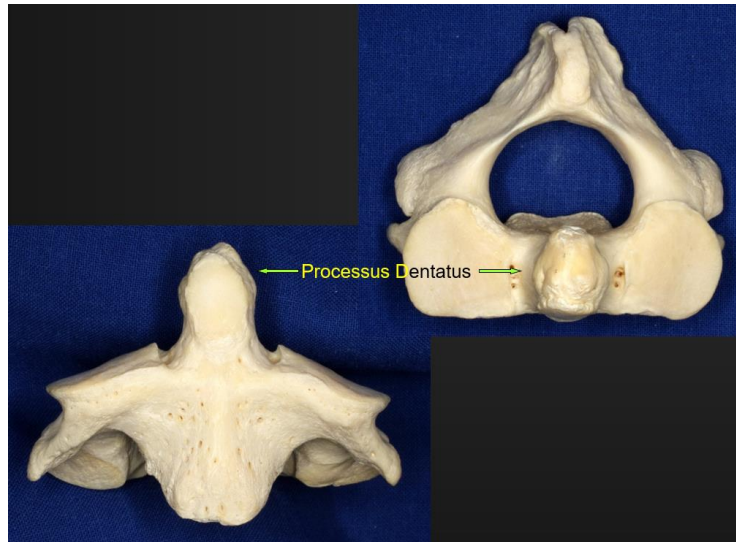
23. ábra Fül félkörös ívjárata²⁴

Dens axis (processus dentatus) (páratlan pont)

2D: a 2D kefalometriai irodalom szerint kefalometriai alkalmazása ismeretlen, azaz nincs kefalometriai rendszerbe foglalva, ugyanakkor a kefalometriai irodalom hangsúlyozza diagnosztika jelentőségét [94]

3D: a dens axis vagy processus dentatus horizontalis metszetének geometriai közepe ott, ahol az a legnagyobb területű

²⁴ Forrás: szerkesztette a szerző. A teljes méretű kép a függelékben található.



24. ábra C2 nyakcsigolya nyúlványa²⁵

Processus coronoideus (PC) (páros pont)

2D: a mandibula izomtapadási nyúlványának legmagasabb pontja
(lat. és front. ceph.)

3D: a mandibula izomtapadási nyúlványának legmagasabb pontja

Condylus lateralis (CL) (páros pont)

2D: 2D kefalometria nem alkalmazza

3D: a mandibula ízületi fejcsének lateralis pólusának leghatárabb pontja

Condylus mediális (CM) (páros pont)

2D: 2D kefalometria nem alkalmazza

3D: a mandibula ízületi fejcsének mediális pólusának legbelső pontja

Posterior Gonion (PGo) (páros pont)

²⁵ Forrás: szerkesztette a szerző. A teljes méretű kép a függelékben található.

2D: a mandibula felhágó ágának hátsó éle és a koponyaalap metszéspontjából, azaz az articulare pontból állkapocs szöglet felé induló egyenes érintőpontja a felhágó ág hátsó élének domborulatán a szöglettől craniálisan.

(lat. ceph.)

3D: a mandibula felhágó ágának hátsó éle és a koponyaalap metszéspontjából, azaz az articulare pontból állkapocs szöglet felé induló egyenes érintőpontja a felhágó ág hátsó élének domborulatán a szöglettől craniálisan.

Inferior Gonion (IGo) (páros pont)

2D: gnathionból az állkapocs szöglet felé indított egyenes érintőpontja a corpus alsó élén az angulustól meziálisan

(lat. ceph.)

3D: gnathionból az állkapocs szöglet felé indított egyenes érintőpontja a corpus alsó élén az angulustól meziálisan

Gonion, anatómiai (páros pont)

2D: a kétoldali angulus mandibulae legtávolabbi pontjai a horizontális síkban

(front ceph.)

a 2D kefalometria inkább a szerkesztett tangens goniont alkalmazza, ami a corpus mandibulae legalsó és a ramus mandibulae leghátsó pontjait összekötő egyenesek metszéspontja

(lat. ceph.)

3D: az angulus mandibulae mediolateralis görbületének leghátsó, legalsó pontja

Tangens Gonion (TGo) (páros pont)

2D: a mandibula felhágó ágát követő, az Ar és a PGo pontokat összekötő egyenes ill. a mandibula basist követő egyenes, a Gn ill. IGo pontokat összekötő egyenesek metszéspontja

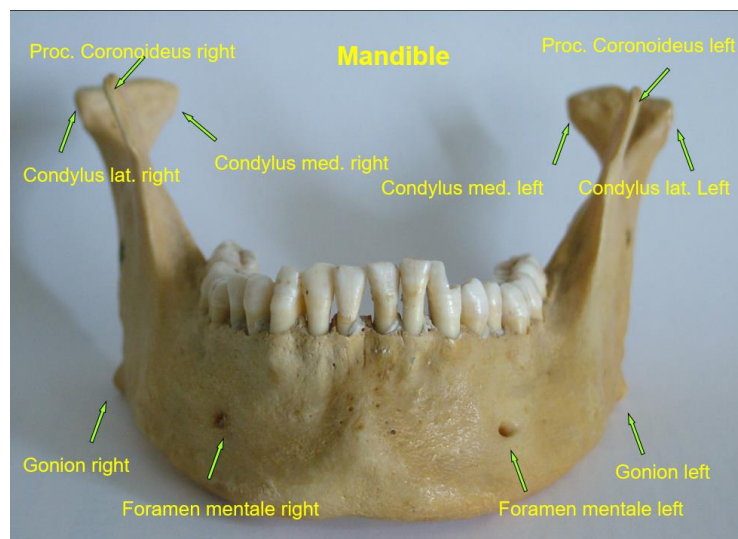
(lat. ceph.)

3D: a mandibula felhágó ágát követő, az Ar és a PGo pontokat összekötő egyenes ill. a mandibula basist követő, a Gn ill. IGo pontokat összekötő egyenesek metszéspontja

Foramen mentale (páros pont)

2D: a mandibula oldalsó felszínén látható idegkilépési pont
(front. ceph.)

3D: a foramen mentalet képező csontnyílás 2-3 mm átmérőjű, így a dorzális peremen, annak középmagasságában vesszük fel



25. ábra Állkapocs pontjai²⁶

Spina nasalis anterior (Spa) (páratlan pont)

2D: a spina nasalis anterior oldalirányú vetületének legelülső, legventrálisabb pontja
(lat. et front. ceph.)

3D: a spina nasalis anterior legelülső, legventrálisabb pontja a szuturának megfelelően

A pont (A) (páratlan pont)

2D: a maxilla corpus elülső felszíne és alveoláris nyúlványa által alkotott verticalis ív
2D vetületének legdorzálisabb pontja, annak ventrális/frontális felszínén
(lat. ceph.)

²⁶ Forrás: szerkesztette a szerző. A teljes méretű kép a függelékben található.

3D: a maxilla corpora és alveoláris nyúlványa által alkotott ív elülső felszínének legdorsalisabb pontja az intermaxillaris sutura vonalában annak ventrális/frontális felszínén

Spina nasalis posterior (Spp) (páratlan pont)

2D: a spina nasalis posterior az os palatinumok lamina horizontálisainak középvonali találkozásában az Spa-hoz hasonló kicsúcsosodásainak 2D oldalirányú vetületei (lat. ceph.)

3D: a spina nasalis posterior az os palatinumok lamina horizontálisainak sutura menti találkozásában az Spa-hoz hasonló kicsúcsosodásai

B pont (B) (páratlan pont)

2D: a B pont a mandibula mentum (symphysis) területe és a felette elhelyezkedő alveoláris nyúlvány oldalirányú 2D vetülete által alkotott dorsoventrális ív legdorsalisabb pontja.
(lat. ceph.)

3D: a B pont a mandibula mentum (symphysis) területe és a felette elhelyezkedő alveoláris nyúlvány oldalirányú 2D vetülete által alkotott dorsoventrális ív legdorsalisabb pontja, amit a spina mentalisnak megfelelően helyezünk el a frontális síkban

Pogonion (Pg) (páratlan pont)

2D: a Pg pont a mandibula mentum (symphysis) területének oldalirányú 2D vetülete által alkotott ív legfrontálisabb pontja.
(lat. ceph.)

3D: a Pg pont a mandibula mentum (symphysis) területének oldalirányú 2D vetülete által alkotott ív legfrontálisabb pontja, amit a spina mentalisnak megfelelően helyezünk el a frontális síkban

Gnasion (Gn) (páratlan pont)

2D: a Gn pont a mandibula mentum ((symphysis) területének oldalirányú 2D vetülete által alkotott ív legcaudalisabb pontja.

(lat. ceph.)

3D: a Gn pont a mandibula mentum (symphysis) területének oldalirányú 2D vetülete által alkotott ív legcaudalisabb pontja, amit a spina mentalisnak megfelelően helyezünk el a frontális síkban

Lágyrész nasion (N') (páratlan pont)

2D: az orrgyök tájék 2D lágyrészkontúrjának az a pontja, amely a csontos nasion magasságában van ha NHP-ba állítjuk a koponyát. (a lágyrész orrgyök legdorsalisabb pontját Sellion pontnak ill. Subnasion-nak nevezzük és nem azonos a lágyrész nasionnal. Frontális nézetben a Nasion pont a belső szemzugok közötti távolság felezőpontja az oldalirányú felvételen meghatározott vertikális magasságban.

(lat., front ceph.)

3D: az orrgyöknek a 2D-ben meghatározott pontja az arc középsíkjában

Columella (C') (páratlan pont)

2D: az orrsövénynek az orrhegy és a felső ajak pont (subnasale) közötti távolságának felezőpontja az arc középsíkjában

(lat. ceph.)

3D: az orrsövénynek az orrhegy és a felső ajak pont (subnasale) közötti távolságának felezőpontja az arc középsíkjában

Lágyrész subnasale (Sn') (páratlan pont)

2D: az orrsövény és a felső ajak által alkotott szöglet

(lat. ceph.)

3D: az orrsövény és a felső ajak által alkotott szöglet az arc középsíkjában

Felső ajak pont (UL) (páratlan pont)

2D: a felső ajak felszínének és a felső ajakpír találkozásának határa az arc középsíkjában

(lat., front. ceph.)

3D: a felső ajak felszínének és a felső ajakpír találkozásának határa az arc középsíkjában

Lágyrész pogonion (PG) (páratlan pont)

2D: az áll lágyrészkontúrjának legventrálisabb pontja

(lat. ceph.)

3D: az áll lágyrészkontúrjának legventrálisabb pontja

Porion (P) (PJ és PB) (páros pont)

2D: a külső hallójárat bemenet legkraniálisabb pontja

(lat. ceph)

3D: a külső hallójárat bemenet legkraniálisabb pontja

Articulare (Ar) (páros pont)

2D: Az articulare pont egy „szerkesztett” pont, amit 2D adatállományban a koponyaalap és a mandibula felhágó ága ill. ízületi nyúlványának dorzális határának egymásra vetülése hoz létre, létrehozva egy metszéspontot.

3D: Az articulare pont egy „szerkesztett” pont, amit 3D adatállományban a koponyaalap ventrális kontúrjának és a mandibula felhágó ága ill. ízületi nyúlványának dorzális határának egy vonalba hozásával hozunk létre, oldalanként külön-külön

Pterygomaxillare (páros pont)

2D: a maxilla hátsó felszínének és a csontos palatum metszéspontja

(lat.ceph.=az oldalirányú teleröntgen analízisekben alkalmazzuk) [89]

3D: a tuber maxillae és a pterygoid lemez találkozási pontja a spina nasalis posterior által meghatározott axiális síkban

Incision superius (Is) (páros pont)

2D: a felső nagymetszőfogak metszőéle

(lat. ceph.)

2D: a felső nagymetszőfogak metszőélének mesioincisalis szöglete

(front. ceph.)

3D: a felső nagymetszőfogak metszőélének mesioincisalis szöglete

Apicale superius (Isa) (páros pont)

2D: a felső nagymetszőfogak gyökércsúcsa közötti egyenes felezőpontja

(lat. ceph.)

2D: a felső nagymetszőfogak gyökércsúcsa közötti egyenes felezőpontja

(front. ceph.)

3D: a felső nagymetszőfogak gyökércsúcsa felezőpontja

Incision inferius (Ii) (páros pont)

2D: az alsó centrális metszőfogak metszőéle

(lat. ceph.)

2D: az alsó centrális metszőfogak metszőélének mesioincisalis szöglete

(front. ceph.)

3D: az alsó centrális metszőfogak metszőélének mesioincisalis szöglete

Apicale inferius (Iia) (páros pont)

2D: az alsó középső metszők gyökérvetületének legapikálisabb pontja

(lat. ceph.)

2D: az alsó középső metszők gyökérvetületének legapikálisabb pontja

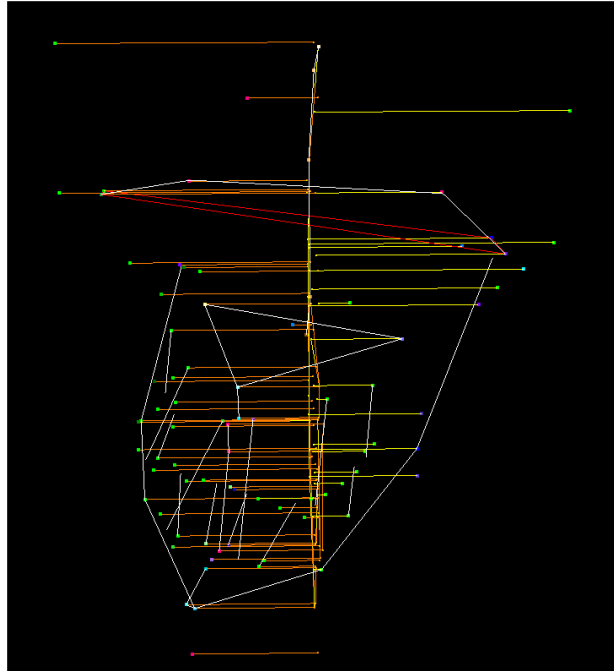
(front. ceph.)

3D: az alsó középső metszők gyökerének legapikálisabb pontja

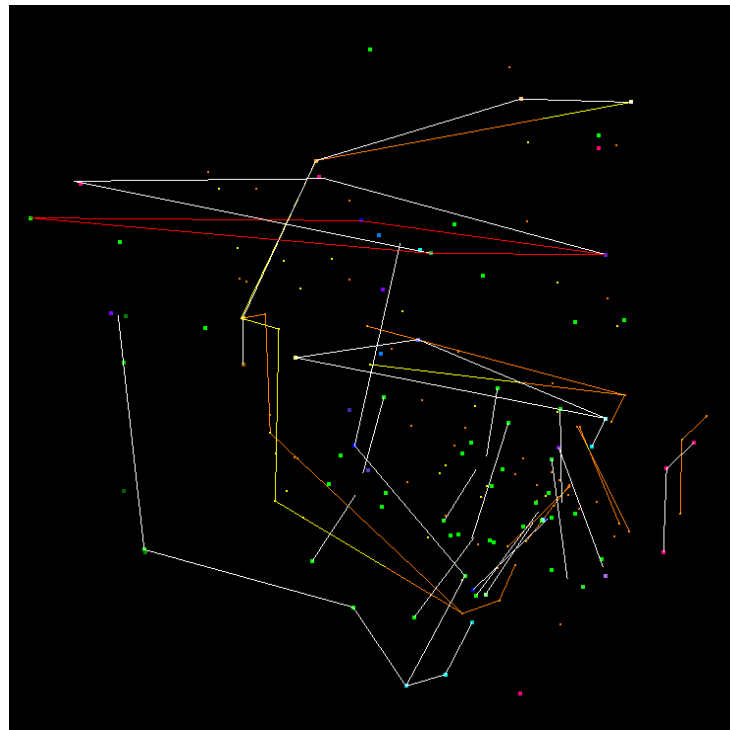
2.3 Összegzés

Amint a 3D számításoknál már leírtam, a hagyományos 2D kefalometriai szögértékek nem mérhetők egy az egyben a 3D CBCT adatállományon, hiszen azok vetületi szögek. A mérések elvégzéséhez a 3D koordinátákkal azonosított anatómiai képleteknek az arc középsíkjába vetítése szükséges. A középsík ismeretében az azonosított anatómiai képleteket merőlegesen az arc középsíkjába vetítve, már elvégezhetők a hagyományos 2D kefalometriai mérések.

Az általam fejlesztett számítógépes program, képes a CBCT adatállományon azonosított anatómiai képletek segítségével, a koponya drótvázás megjelenítésére [95] (26. ábra) és a koponya térbeli pozíciójának rögzítése után, a 2D kefalometriák elkészítésére. Sőt a páros pontok (azok a kefalometria mérőpontok, amelyek a koponya mindkét oldalán megtalálhatók) esetén a bal és a jobb oldalra az oldalaknak megfelelően, külön-külön kefalometriát készíteni és a szögértékeket megadni (30. ábra). Szimmetrikus arc esetén, ezek a szögértékek hozzávetőlegesen azonosak. Ez a funkció laterognát fejlődési rendellenességek esetén a leghasznosabb. A helyreállító műtét szimulációja után ismét elvégezhetők a számítások, és így egy iterációval megtervezhető a legszimmetrikusabb arcot eredményező műtét. Ezzel a megoldással az operáló sebész kezébe egy olyan terv adható, ami nagy biztonsággal kivitelezhető.



26. ábra A koponya térbeli drótvázis ábrája, a mérőpontok a középsíkba vetítésével²⁷



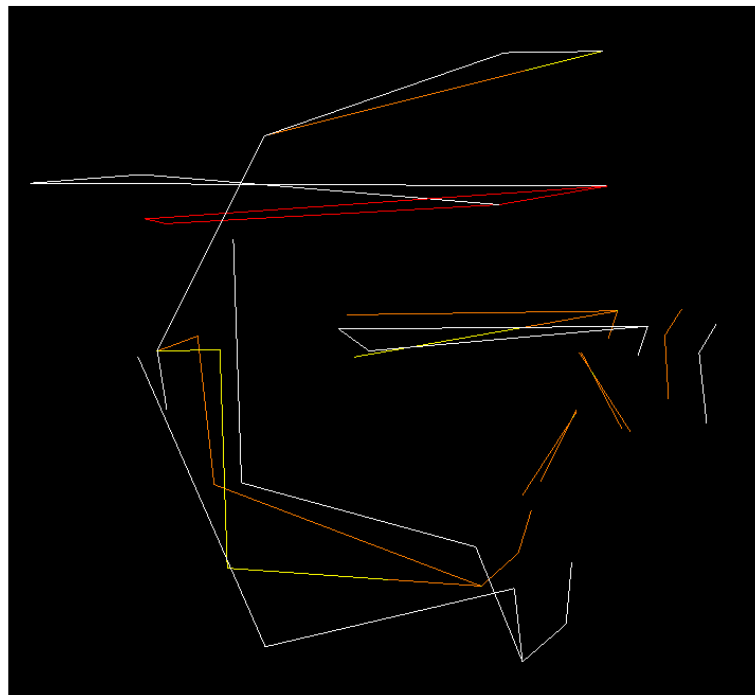
27. ábra A koponya 2D és 3D drótvázisa anatómiai képletekkel²⁸

²⁷ Forrás: szerkesztette a szerző

²⁸ Forrás: szerkesztette a szerző

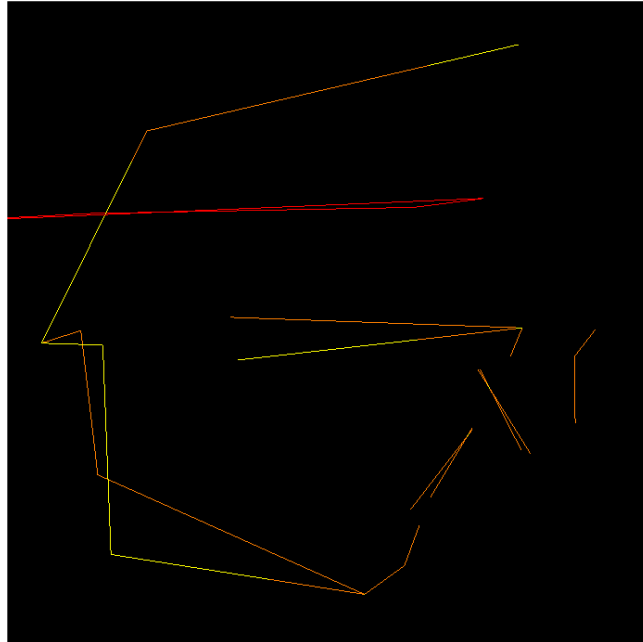
A különböző anatómiai képleteket más - más színű pontok jelölik. A jobb átláthatóság érdekében, fehér vonallal kerülnek összekötésre a 3D azonos csont-részlethez tartozó pontok. Az arc középsíkjába vetített 2D pontokat összekötő vonalak jobb oldalát narancssárga, míg a bal oldalát citromsárga szín jelöli (27. ábra A koponya 2D és 3D drótváza anatómiai képletekkel 30. ábra).

A jobb átláthatóság érdekében egyenként ki be lehet kapcsolni, hogy mit kívánunk megjeleníteni. Az anatómiai képletek kikapcsolása után csak a 3D és a 2D drótváz látható (28. ábra). A 3D drótváz kikapcsolása után már majdnem a hagyományos kefalometria ábrát kapjuk, annyi a kép többlet információja, hogy az aszimmetria miatt kettős kontúr látszik. (29. ábra)



28. ábra A koponya anatómiai képleteit összekötő 3D és 2D drótváza az anatómiai képletek nélkül²⁹

²⁹ Forrás: szerkesztette a szerző



29. ábra A 2D drótváz³⁰

A program jelenleg a Hasund kefalometria pontsorozatát dolgozza fel és adja meg a mért szög- és távolság-értékeket. [MZS1, MZS2, MZS3]

```

2D Hasund kefalometria

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

```

	Jobb	Bal
SNA:	81.5	
SNB:	70.2	
ANB:	11.3	
SNPg:	69.4	
NSBa:	132.4	
Gn-tgo-Ar:	94.2	73.4
N szög:	20.6	18.5
H szög:	23.5	
ML-NSL:	97.5	136.6
NL-NSL:	15.6	6.8
ML-NL:	82.0	129.8
N-Sp' (mm):	49.2	
Sp'-Gn (mm):	57.1	
N-Sp'/Sp'-Gn:	86.1	
T-1:	124.5	113.0
1-NA (szög):	25.3	29.8
T-NB (szög):	18.9	25.9
1-NA (mm):	2.6	4.5
T-NB (mm):	6.3	6.3
Pg-NB:	1.4	
T-NPg:	6.3	6.3
NasoLab:	40.1	
Tweed:	83.3	97.4

30. ábra 2D Hasund kefalometria értékei jobb és baloldalra külön számítva³¹

Az így kapott kefalometriai értékeket összevettem a CBCT felvételtől készített oldalirányú teleröntgenen a hagyományos 2D kefalometria mérésekkel megkapott értékekkel és azok gyakorlatilag megegyeztek. A gyakorlatilag megegyeztek azt jelenti,

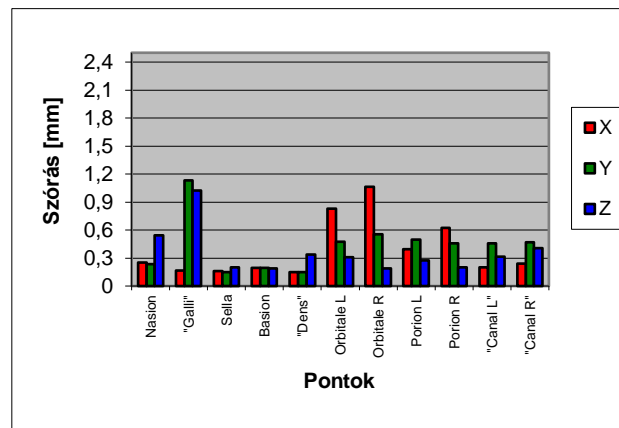
³⁰ Forrás: szerkesztette a szerző

³¹ Forrás: szerkesztette a szerző

hogy ahányszor megismétlünk egy vizsgálatot néhány tized fokos eltérések adódnak a mért szög értékekben. Ráadásul ezek az eltérések minden esetben más - más szögeknél mutatkoznak, hiszen minden vizsgálat során valamelyik anatómiai képletet egy kicsit másként jelöli be a vizsgáló. Kijelenthető, hogy a 3D-ben azonosított és az arc középsíkjába merőlegesen vetített anatómiai képleteken elvégzett kefalometriai analízis megfelelő pontosságot biztosít, ezzel biztonságossá tehető a műtétek.

3 A 3D CBCT-N OLYAN ANATÓMIAI KÉPLETEK IS ALKALMAZHATÓK KEFALOMETRIAI MÉRÉSEKHEZ, MELYEKNEK NEM MIND A HÁROM DIMENZIÓJA HATÁROZHATÓ MEG KELLŐ PONTOSSÁGGAL.

[MZS1, MZS2, MZS3, MZS6, MZS10, MZS11]



31. ábra A pontok meghatározásának bizonytalansága³²

A 31. ábrán az y és z irányban kiugróan magas eltérést hozó „Galli” pont anatómiailag nagyon változatos formája miatt, amit a 22. ábra mutat be, kifejezetten csak az x irányú adatát használjuk fel. [MZS1, MZS2, MZS3, MZS6, MZS10] Ez azért tehető meg, mert mint a korábbi vizsgálatokkal bebizonyítottam a „Galli” x irányban az arc középsíkjában helyezkedik el.

Az „Orbitale” pont a szemüreg csontos bemeneti peremének legmélyebb pontja, amint a 19. ábra is mutatja. Itt az x irányú eltérés abból adódik, hogy nagyon lapos a szemüreg bemenet íve és nehezen határozható meg a legmélyebb pont az x tengely mentén. [MZS1, MZS2, MZS3, MZS10] Az „Orbitale” pont esetén az x tengely iránya merőleges az oldalirányú teleröntgen felvételre, így egymásra vetülnek az eltérően meghatározott pontok.

3.1 Összegzés

Ez a fejezet nagyon rövid önmagában és az előzőekhez viszonyítva is, de mivel az előző hipotézisek vizsgálata közben ennek a hipotézisnek az igazolásához is előállítottam

³² Forrás: szerkesztette a szerző

minden adatot, ez a fejezet gyakorlatilag csak a hipotézis igaz mivoltának kimondásáról szól.

Összességében megállapítható, hogy mivel sok kefalomatria pont röntgen felvételen került meghatározásra, az RTG-n egymásra vetülő harmadik dimenziós adata elég rosszul határozható meg. Ez azonban nem okoz problémát, hiszen az a dimenzió korábban nem is állt rendelkezésre és az arc középsíkjába vetítéssel a jelenlegi mérések esetén is eltűnik. Mindazonáltal az esetlegesen a jövőben kijelölendő anatómia képletek definiálásakor, kerülendő a lapos ívek legmélyebb pontja és hasonló megfogalmazások, mert a vizsgálók nagyon esetlegesen jelölik be azokat.

4 AZ ARC KÖZÉPSÍKJA TÖBBFÉLEKÉPPEN ELŐÁLLÍTHATÓ.

[MZS1, MZS2, MZS3, MZS5, MZS6, MZS11]

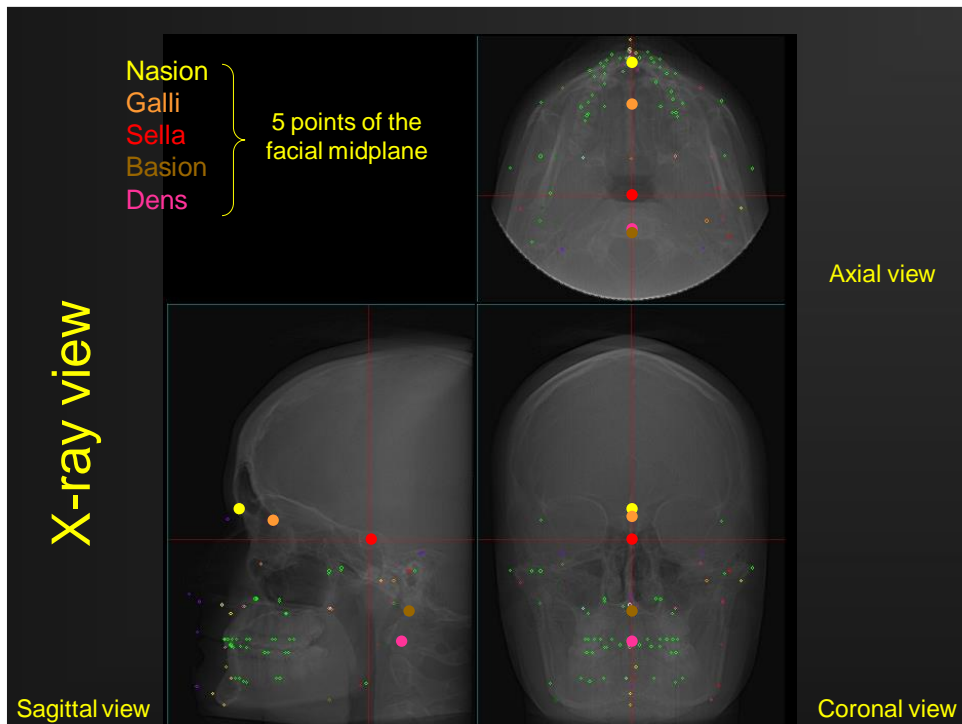
Végig gondolva egy arc középsík meghatározásának lehetséges módjait, két irányban lehet gondolkozni. Egyik megoldás, hogy találunk a középsíkban lévő pontokat, ezek remélhetően még egy aszimmetrikus arc esetén is viszonylag a középsíkban lesznek [96] [97], hiszen a növekedés középről kifelé zajlik le. [98] A másik megoldás, hogy a kétoldali úgynevezett páros pontok felező pontjaival határozzuk meg az arc középsíkját. Ebben az esetben problémaként felmerül, hogy az állkapocs és a középarc külön csont, tehát érdemes lenne külön - külön vizsgálni ezeket.

4.1 Az arc középsíkjának meghatározási módjai

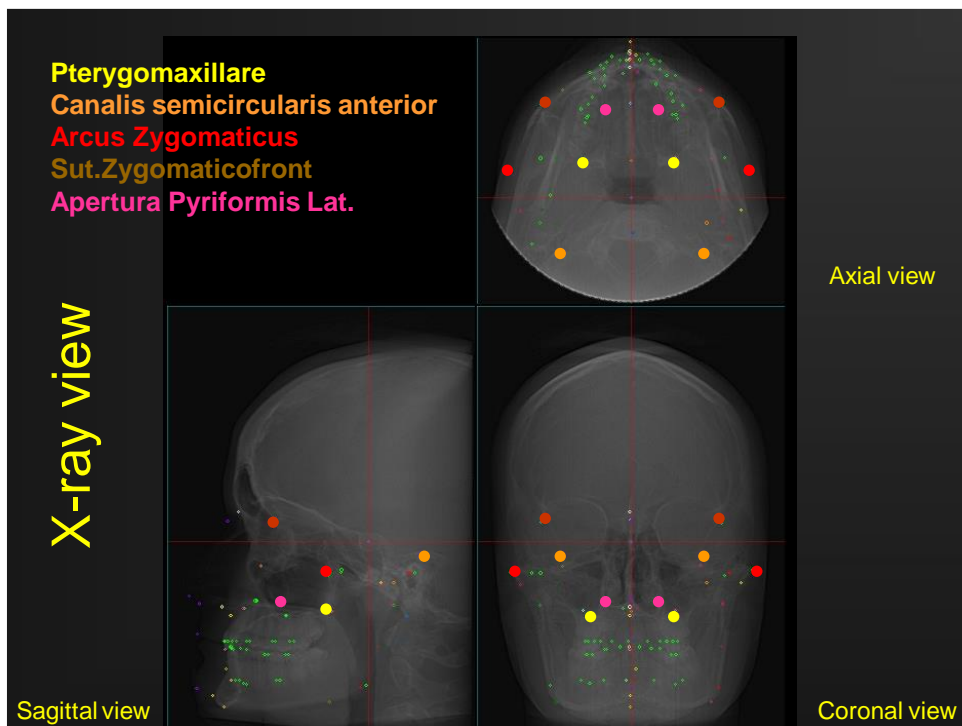
A problémát többféle szemszögből lehet megközelíteni. [99]

Az arc anatómia képleteit több csoportba lehet sorolni, úgy, mint a középvonalban elhelyezkedő páratlan pontok, és a páros pontok, ezek megtalálhatók a jobb és a bal oldalon is. Ezen felül érdemes megkülönböztetni a felső arc pontjait és az állkapocs pontjait.

Mint ismeretes egy síkot három pont határoz meg. Amennyiben kiválasztunk három anatómiai képletet azokkal meghatározható egy sík, de vajon ez a sík az arcközép síkja? Ennek a kérdésnek a megválaszolásához meg kell vizsgálni, hogy a többi középvonali pont mennyire illeszkedik erre a síkra. Továbbá szimmetrikus arcú páciensek esetén a páros anatómia képleteket összekötő szakaszok felezőpontjainak elhelyezkedését is érdemes vizsgálni az arc középsíkjához képest.



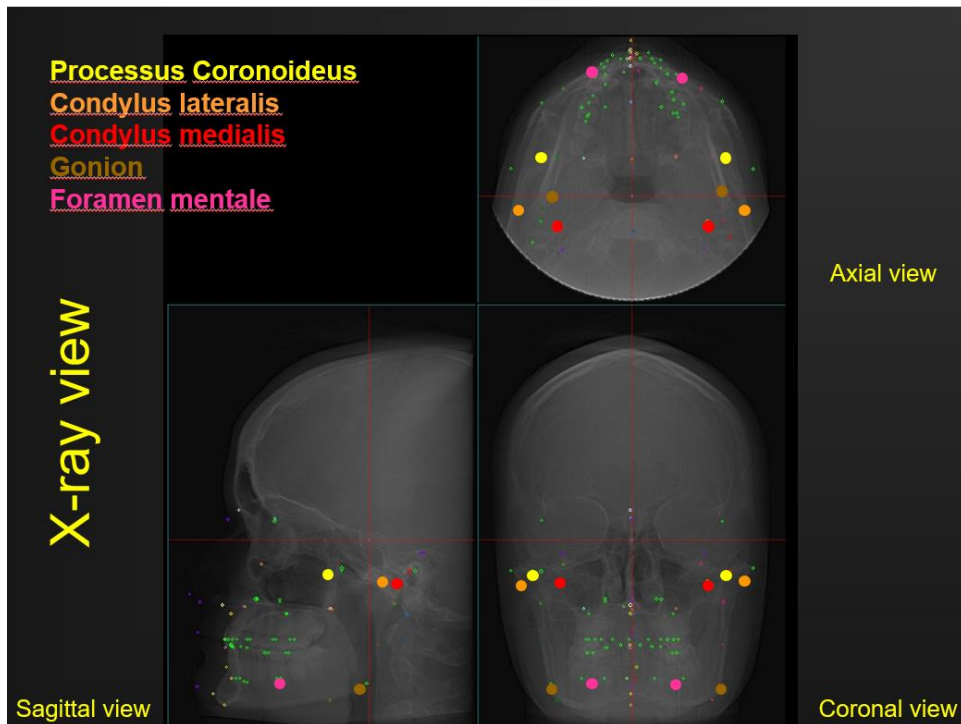
32. ábra Középvonalbeli pontok³³



33. ábra Felső arc páros pontjai³⁴

³³ Forrás: szerkesztette a szerző

³⁴ Forrás: szerkesztette a szerző



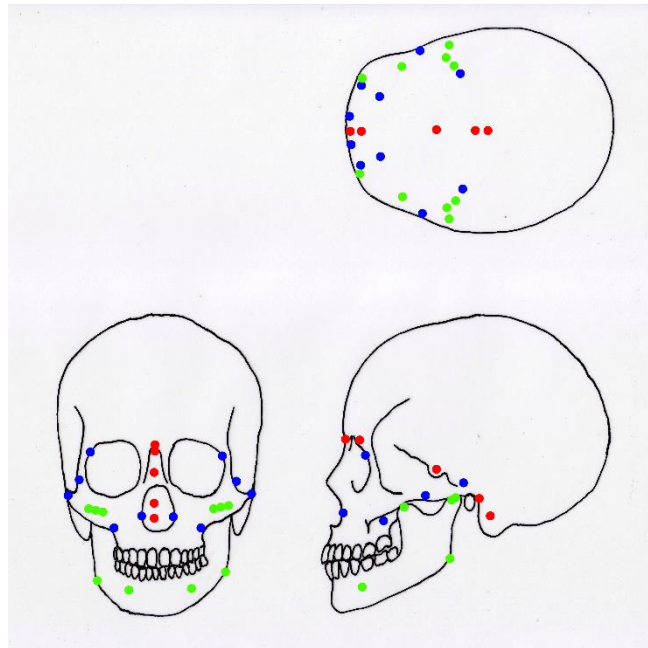
34. ábra Állkapocs páros pontjai³⁵

Vizsgálatomban az arc középsíkját a következő módokon hoztam létre:

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

A felhasznált pontok elhelyezkedése a (35. ábra) láthatók.

³⁵ Forrás: szerkesztette a szerző



35. ábra A regressziós síkokat alkotó pontok elhelyezkedése. Kék pont - A középarc párosított pontjai, Zöld pont - Az állkapocs párosított pontjai, Piros pont - A középsíkban lévő pontok.³⁶

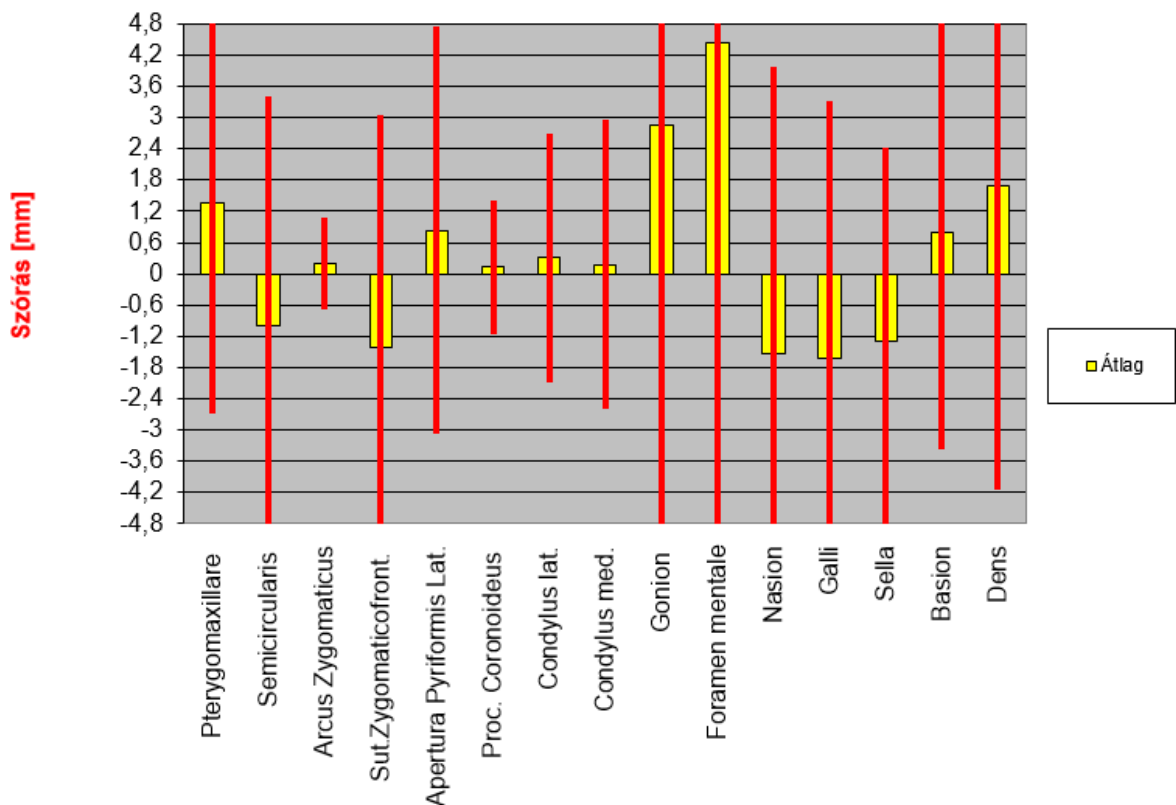
Az anatómiai képletek azonosítása a korábbi vizsgálatoknak megfelelően, most is a bevett orvosi protokollnak megfelelően történt. A három orvos, három különböző időpontban értékelt ki a CBCT felvételeket, a kiértékelések közt minimum egy hét telt el. A korábban is használt hatvan más célból gyűjtött és az azonosító adatoktól megtisztított adatállományt használtam. Első lépésként mindegyik vizsgáló adatait betöltöttem excelbe és a három koordináta sorozatra kiszámoltam az átlagot és a szórását. A kiemelkedően nagy szórásértékeket pedig színnel jelöltem. Így sikerült sok nyilvánvaló hibát megtalálni, és az orvosok tudták javítani a hibás jelöléseket. A leggyakrabban előforduló hiba a jobb és a bal oldali pontok összekeverése és a digitalizálási listában egymás után következő pontok téves bejelölése volt. A nyilvánvaló hibák kiküszöbölése után a kilenc adatsorból számoltam ki minden vizsgált anatómiai képlet átlagát és a szórását. A bedigitalizált pontok koordinátáit a CranioViewer egy saját fájlformátumban tárolja. Írtam egy segéd programot, ami a páciensenként szeparált állományokban tárolt adatokat beteszti egy excel állományba, ott képlettel ki lehet számolni a szórását és az átlagot. Azonban a regressziós sík kiszámítását és a pontok attól mért távolságát egy másik segédprogrammal valósítottam meg, ami az excel adatállományból vette az adatokat és a számítás elvégzése után a végeredményt is oda írta vissza. Az eredményeket, az anatómiai képleteket a fenti

³⁶ Forrás: szerkesztette a szerző

három csoportba rendezve ábrázoltam. Pontosabban a regressziós síkot generáltam a három különböző pontcsoportból külön - külön, de mindegyik pont távolságát és szórását kiszámoltattam. Az ábrákon a pontok balról jobbra a közép arc páros pontjainak felező pontjai, az állkapocs páros pontjainak felező pontjai és az arc középsík-jában lévő pontok.

Amikor a középarc páros pontjainak felező pontjaiból generáltam az arc középsík-ját (36. ábra), sem a síkot meghatározó pontok, sem az állkapocs pontok átlaga nem volt a regressziós síkon. Sőt az arc középsík-jában lévő pontok távolsága a síktól úgy változik, mintha el lenne fordítva a sík. Hiszen az elöl és közepén lévő pontok negatív, míg a hátul lévő pontok pozitív irányban térnek el a regressziós síktól.

Pontok távolsága a felső arc páros pontjainak felezőpontjából generált regressziós síktól

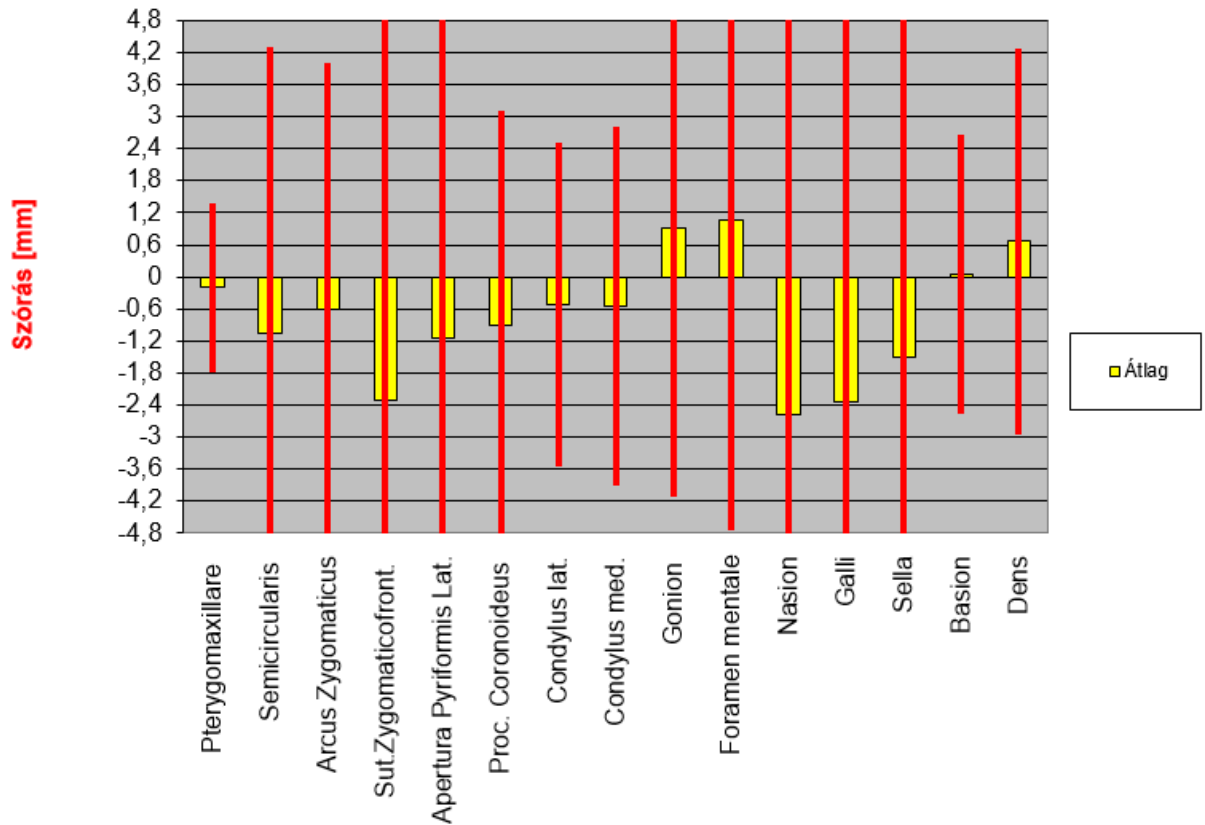


36. ábra Pontok távolsága és szórása a felső arc páros pontjainak felezőpontjából generált regressziós síktól³⁷

Az állkapocs páros pontjainak felező pontjából generált regressziós sík esetén (37. ábra) is hasonló a helyzet.

³⁷ Forrás: szerkesztette a szerző

Pontok távolsága az állkapocs páros pontjainak felezőpontjából generált regressziós síktól

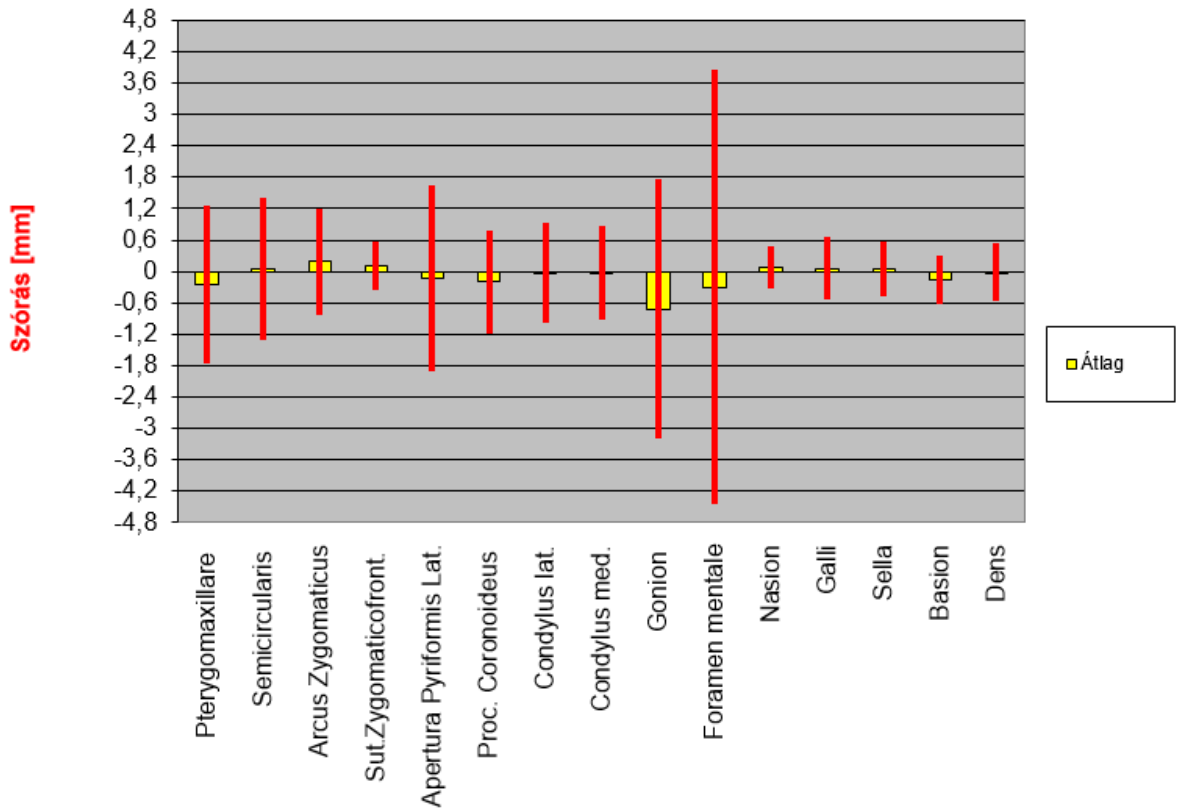


37. ábra Pontok távolsága és szórása az állkapocs páros pontjainak felezőpontjából generált regressziós síktól³⁸

Az arc középsíkjában lévő pontokból generált regressziós sík (38. ábra) esetén, láthatóan sokkal jobb eredményt kaptam. A pontok átlagának egy kivételtől eltekintve egy voxelnél kisebb az eltérése és a pontok döntő többségénél a szórás értéke is kettő maximum négy voxelnél kisebb.

³⁸ Forrás: szerkesztette a szerző

Pontok távolsága a középsíkban lévő pontokból generált regressziós síktól



38. ábra Pontok távolsága és szórása a középsíkban lévő pontokból generált regressziós síktól³⁹

4.2 Összegzés

Összességében előállítható mind a három ponthalmazból az arc középsíkja, de a legpontosabb a középsíkban lévő pontokból előállítva. Az első tézisemben ezekkel a pontokkal már foglalkoztam és betartva azt a szabályt, hogy az arc középsíkjának három területéből fel kell használni legalább egy-egy pontot, három, négy és öt pontból is generálható az arc középsíkja.

Ezzel a megállapítással sokkal biztonságosabban, jobban mérhetővé tehető a féloldalas sérülések és a fejlődési rendellenességek eltéréseinek mértéke, ezzel megalapozva precíz diagnózis felállítását és a műtét megtervezhetőségét.

³⁹ Forrás: szerkesztette a szerző

5 FÉLOLDALI SÉRÜLÉS ESETÉN AZ ÉP OLDALT A KÖZÉPSÍKRA TÜKRÖZVE A TÜKÖRKÉP FELHASZNÁLHATÓ SABLONKÉNT A HELYREÁLLÍTÓ MŰTÉT SORÁN.

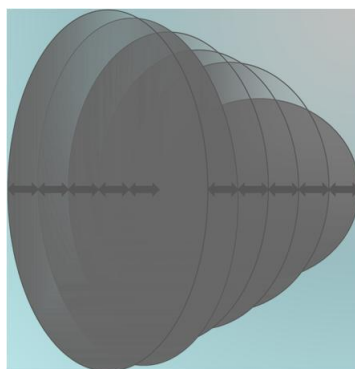
[MZS4, MZS7, MZS8, MZS9]

Az általam kidolgozott tükrözéssel eljárást egy autóbalesetben féloldalasan sérült páciens szemüregének a helyreállító műtétén keresztül mutatom be.

5.1 A szemüreg mérő algoritmus

[MZS7] A szemüreg nem egy zárt „alakzat”, több anatómiai nyílás található benne, egyénenként eltérő helyen. A határoló csont vastagsága szintén változatos és ebből következően a sugárelnyelő képessége sem egyenletes. A fentiek miatt a csontfelület kijelölése nem oldható meg egyszerűen a csont felszín beazonosításával, mindenképpen a kezelő beavatkozása szükséges a csont folytonossági hiányainak kezelése miatt. Létezik a szemüreg térfogatának mérésére olyan mérési eljárás, amikor az egyes CT szeleteken az anatómiai lyukak két szélét a kezelő egy egyenes vonallal összeköti, és ezt teszi a szemüreg elülső felszínével is. [100] [101] Az így kapott immár zárt alakzatok területét szeletenként lemérik és az így kapott értékeket a szelet vastagsággal megszorozva, megkapható a szemüreg térfogata. Ennek a módszernek a legnagyobb problémája, hogy a szemüreg elülső pereménél egy szubjektív határvonalat képez, amivel ráadásul a számomra fontos csontfelszínek esnek ki a vizsgálatból.

A következő mérési módszert dolgoztam ki, ami elfogadható mennyiségű manuális beavatkozást igényel. A CBCT felvételeknél feltételeztem és a vizsgálat során ellenőriztem is, hogy a páciens koponyájáról készült felvételen az arc középsíkja jó közelítéssel a sagitális síkba esik. A vizsgálónak ki kell jelölnie mindkét szemüreg laterális szélének legdorzálisabb pontját. A két térbeli pont közül veszem a dorzálisabbat és ezen pont által kijelölt koronális síkban, valamint ezzel a síkkal dorzális irányban 4,8 mm-enként párhuzamos síkokban vizsgálom meg a szemüreg metszeteit.

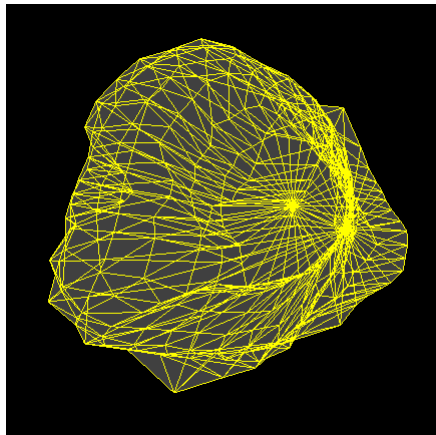


39. ábra Szemüreg vizsgáló síkjai⁴⁰

Tehát a módszer lényege, hogy 4,8 mm-enkénti szeleteket vizsgálok. A CBCT felvételek 0,3 és 0,4 mm-es VOXEL mérettel állnak rendelkezésünkre, így adódott a 4,8 mm-es távolság, ugyan 1,2 mm lenne a legkisebb közös többszörös - ebben az esetben szemüregenként több mint 50 db felvételt kell elemezni – ezért a kezelői beavatkozás elengedhetetlensége miatt, csökkentettem a vizsgált szeletek számát. A nagyszámú szelet feldolgozásakor többször van lehetősége a vizsgálónak tévedni és a fáradás, ráúnás sem elhanyagolható kockázat. Így alakult ki a 4,8 mm-enkénti szeletek vizsgálata. A vizsgált szeleteket sztenderd pozíciójú induló szelettel vesszük fel. A kiindulási pontot (szemüreg laterális szélének legdorzálisabb pontja) a következőképpen határoztam meg: mivel a szemüreg ventrális irányból teljesen nyitott és az üreg lezárása nagyon esetleges, vesszük azt az első koronális szeletet, ahol már körkörös csont határolja a szemüreget. Azért kell a két referencia pont közül a dorzálisabbat alapul venni, mert abban a síkban már mind a két oldalon zárt a szemüreg-bemenet csont kontúr. Törekedtem arra, hogy egyszerű, viszonylag kis felhasználói beavatkozást igénylő módszert használjak, ami minimalizálja a felhasználó szubjektivitásának hatását. A vizsgálónak kell megadnia az adott szeleten a szemüreg metszetének középpontját, mivel a szemüreg tengelye dorzális irányban haladva mediális irányban fut. A szemüreg kitöltő anyag denzitása nem homogén, sőt a CBCT felvételek készítésének módjából adódóan felvételenként változhat ezért a kijelölt középpont körül egy 11x11 képpontos négyzetben lévő képpontok intenzitásának átlagát fogom tekinteni a szemüreg kitöltő anyag intenzitásának. A szemüreg szélét meghatározó algoritmus úgy működik, hogy a középpontból elindulva megkeresi azt az intenzitást, ahol a szemüreg alkotó anyag intenzitásától akár pozitív akár negatív irányban jobban eltér az adott pont intenzitása, mint a programban megadható megengedett maximális eltérés. Alapértelmezésként 25% a megengedett

⁴⁰ Forrás: szerkesztette a szerző

maximális eltérés, de ennek értéke állítható. A pozitív irányú eltérést a csontok jelentik, a negatív irányút a lágyabb kötőszövetek. Az ezzel az eljárással készített kitöltés az anatómiai lyukaknál sajnálatos módon „kifolyik” a szemüregből. A „kifolyás” megakadályozására lehetősége van a vizsgálónak körberajzolni a szemüreget. Azonban nem ez a körberajzolás lesz a szemüreg határa, a körberajzolásnak nem is kell teljesnek lennie elegendő csupán a folytonossági hiányokat kitöltenie. A szeleteket egymás mellé téve egy csonka kúpszerű alakzatot kapunk, ez az amorf test 4,8 mm távolságra lévő, de még 0,3 vagy 0,4 mm-es felbontású csipkézett szélű szeletekből áll. A szeletek határolóvonalának finomságát, a szeletek közti távolság felbontásának nagyságrendjébe az alábbi módszerrel csökkentem. A szeletek területét felosztom 32 részre 12 órától indulva az óramutató járásának megfelelően, egyenletes szög távolságra végezve a felosztást. A szemüreg egyes szeleteinek így kapott mérőpontjai segítségével létrehozok egy drótvázás szemüreg modellt. (40. ábra)



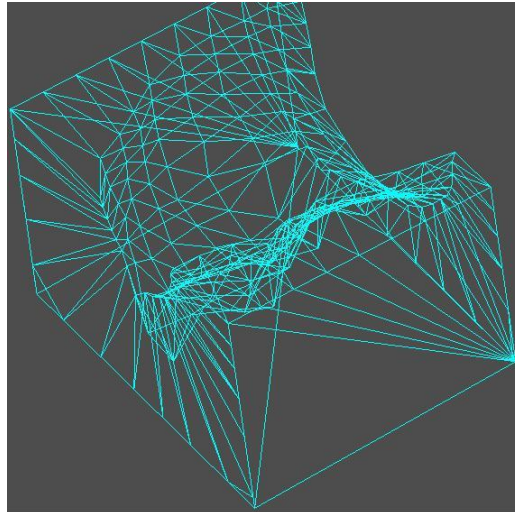
40. ábra Szemüreg drótvázás modellje⁴¹

5.2 A szemüreg 3D nyomtatott modelljének előállítása

A sérült szemüregot alkotó csontfelszínt úgy tudom előállítani, ha egy kockából eltávolítjuk a szemüregot alkotó alakzatot és a maradékot nyomtatom ki. (41. ábra) Az ép szemüreg modelljét az arc középsíkjára tükrözése után szintén kinyomtatom. A nyomtatáshoz az STL fájlformátumban meg kell adni egy zárt alakzatot alkotó kifelé irányuló háromszögeket. A mérőpontokból a háromszögek előállítása nem túl bonyolult, de számos buktatója van a feladatnak. Például az alakzat tükrözésekor kifordulnak a felszínek. A szemüregot alkotó csont felszínének képzésekor – szemüregnek a kockából

⁴¹ Forrás: szerkesztette a szerző

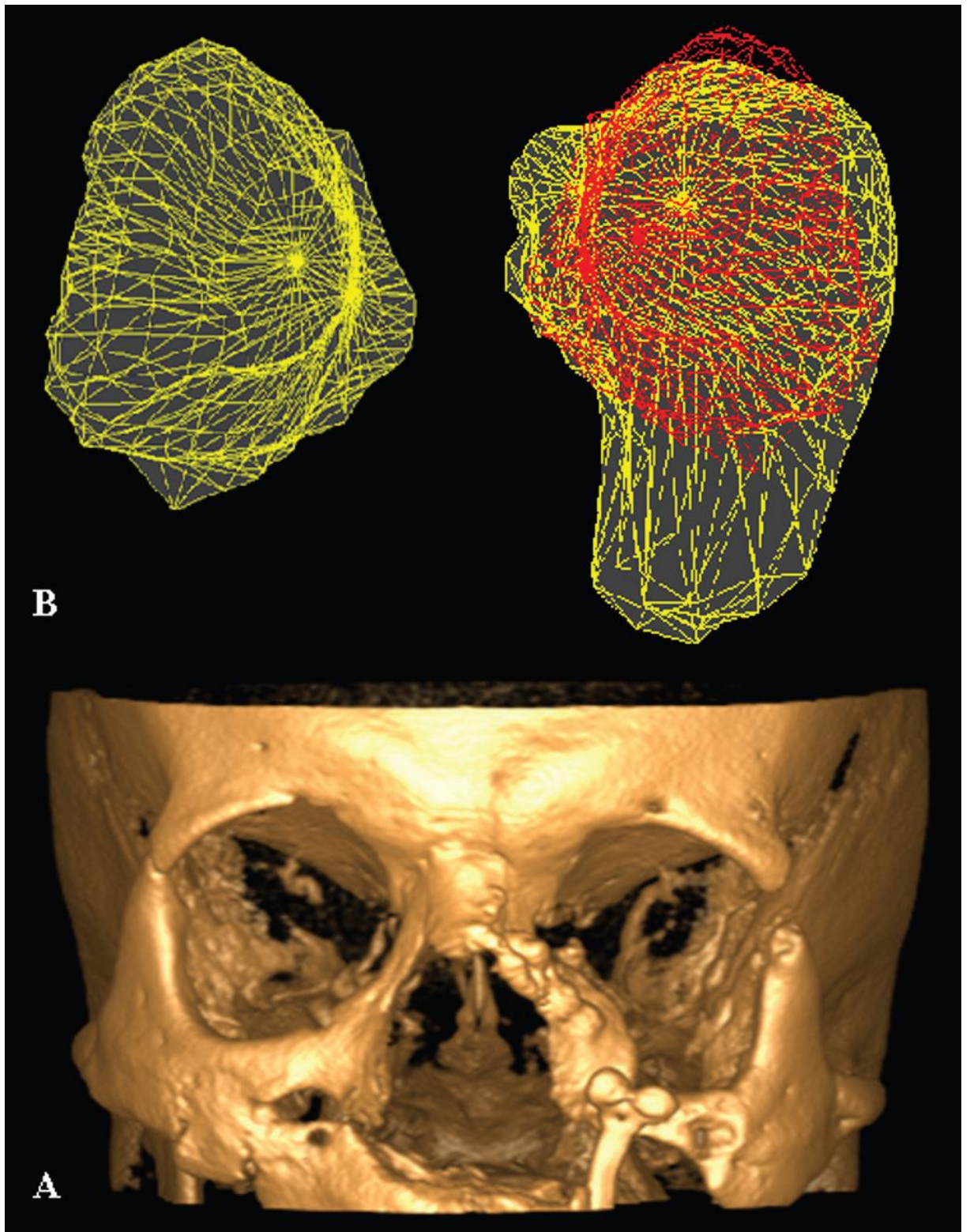
való kivonásakor – meg kell határozni a kocka csúcsait és a kocka élein segédpontokat, hogy mind a konkáv, mind a konvex felületrészek leírhatók legyenek háromszögekkel.



41. ábra Szemüreget alkotó csontfelszín⁴²

A hiányzó csont pótlására szolgáló titán hálót, a tükrözött szemüreg alakjára lehet hajlítani majd a sérült szemüreget alkotó csontfelszín modelljére helyezve méretre vágható.

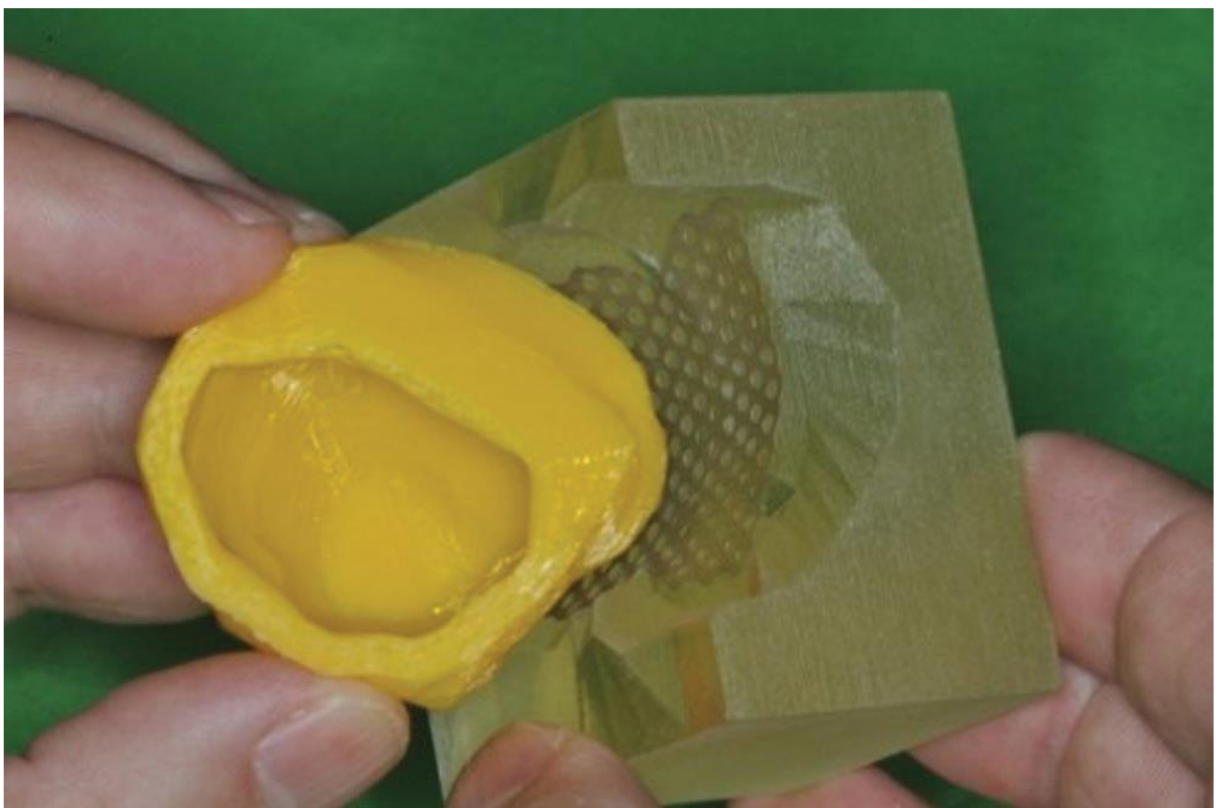
⁴² Forrás: szerkesztette a szerző



42. ábra Az orbitarekonstrukció során alkalmazott tükrözéses módszer. A rész: CBCT felvétélből rekonstruált orbita
B rész: a három dimenzióban meghatározott szemüregeket (sárga vonal) és az ép oldal tükrözését szemlélteti (piros
vonallal)⁴³

⁴³ Forrás: szerkesztette a szerző

A fenti 3D-modell sok ember számára túl elvont, arról nem is beszélve, hogy sajnos nagyon sok embernek nincsen jó térlátása, éppen ezért a kinyomtatott 3D-modell által nemcsak virtuálisan, hanem kézzel foghatóan is meg lehet tervezni a műtétet. Ezen kívül lehetővé teszi a rögzítőlemezek meghajlítását a műtét előtt, annak érdekében, hogy az illeszkedés minél tökéletesebb legyen a csont felszínén [102]. Ennek gyakorlati alkalmazását szemlélteti a (43. ábra), amely az orbita-helyreállító műtét tervezéséhez használt 3D-modellt mutatja. Az ép szemüreg tükrözése során keletkezett forma és a sérült szemüreg negatívjának kinyomtatásával még a pre operatív szakaszban történt a fémháló formára hajlítása. [MZS9]



43. ábra 3D-nyomtatóval készült szemüreg és a preoperatív szakaszban meghajlított titánlemez⁴⁴

5.3 Összegzés

Az általam tervezett módszerrel sikerült felvenni az ép szemüreg formáját. Tükröztem az arc középsíkjára az ép szemüreg, majd kinyomtattam. A sérült szemüreg negatívját is kinyomtattam. Így a műtét előtt kézbe foghatták az orvosok és ráhajlíthatták a csont pótlására szolgáló titánhálót. Ezzel a megoldással nagymértékben biztonságosabbá vált a

⁴⁴ Forrás: szerkesztette a szerző

műtét elvégzése, mert az előre méretre vágott és hajlított titánhálót tudták műtét közben használni.

Túl vagyunk az első sikeres műtéten. A CBCT felvétel és a kinyomtatott modell tanulmányozása után meg tudták határozni a műtőben követendő lépéseket. A műtét két alapvető lépésből állt. Először a járomcsontot kellett felszabadítani, hiszen korábban nem megfelelő pozícióban volt. Ezután az előre meghajlított titán hálót a helyére illesztették és a hálót és a járomcsontot is csavarral rögzítették. Az elkészült 3D print segítségével a műtét előtt méretre vágott és meghajlított titán hálót problémamentesen tudták használni a műtőben. [MZS7, MZS8]

ÖSSZEGZETT KÖVETKEZTETÉSEK

Tudományos kutatásom témája az arcreekonstrukciós műtétek biztonságának növelése. Ezt a pontos és gyors diagnózis felállításával és a műtét előtti 3D nyomtatott sablon valamint az elvégezhető műtéti szimulációkkal lehet elérni. Munkám során fontos szempont volt, hogy egy egyszerűen használható 3D CBCT diagnosztikai programot hozzak létre, hogy megkönnyítsem az orvosok munkáját és egy olyan eszközt adjak a kezükbe, amivel biztonságosabbá tehető az arcreekonstrukciós műtétek tervezése és végrehajtása.

Értekezésem öt fejezetből áll, melynek tartalmát az alábbiakban fejezetenként összegzem.

1. fejezet

Ezt a fejezetet az ortodonciai diagnózis felállításához használt teleröntgen bemutatásával kezdtem. Majd kefalometriai fogalmak bemutatásával folytattam és azok mérési és kiszámítási metódusait írtam le. A kefalometriai fogalmak két dimenzióban röntgen felvételeken kerültek definiálásra. Munkám korai szakaszában fontos volt ezek megértése és egy röntgen elemző program megalkotása. Azonban a technika fejlődésével elérhetővé vált a háromdimenziós képalkotásra képes komputer tomográf technológia. A kis sugárterhelés mellett megfelelően nagy volumen leképezésére, nagy felbontással alkalmas CBCT berendezések hazai megjelenése tette lehetővé kutatásaim. Ugyan a berendezésekhez sokféle CT néző program létezik, de kefalometriai mérésekre ezek nem alkalmasak. Ezért vált szükségessé a CranioViewer nevű programok kifejlesztése. Ennek segítségével tudtam az anatómiai képletek 3D koordinátáit begyűjteni, hogy elkezdhessem velük a vizsgálatokat.

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

2. fejezet

Ahhoz, hogy a korábban 2D-ben definiált kefalometriai pontokat használni lehessen a 3D térben is, definiálnom kellett azokat a 3D térben. Már az első fejezetben is megfogalmaztam, hogy az anatómiai képletek 3D térben való precíz meghatározása elengedhetetlen, mert a korábbi meghatározások csak nagyon esetlegesen voltak használhatók a CBCT felvételek vizsgálatakor. Az már a kutatások előtt lefektetésre

került, hogy jelen keretek közt a korábban a 2D röntgeneken definiált és jelenleg is elterjedten használt kefalometriai analízisek 3D térbe kiterjesztését kívánom elvégezni és nem teljesen új analízisek megalkotása a célom. Részint mert a korábbi kefalometriáknak nagy az ismertsége, másrészt az új módszerek eredményének visszamérésére is használhatók.

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

3. fejezet

Ez a fejezet nagyon rövid, mert minden vizsgálatot elvégeztem a korábbi fejezetekben, amik ahhoz voltak szükségesek, hogy igazoljam, hogy a 3D CBCT-n olyan anatómiai képletek is alkalmazhatók kefalometriai mérésekhez, melyeknek nem mind a három dimenziója határozható meg kellő pontossággal. Így ez a fejezet végül is csak egy összegzett következtetés, a korábban elvégzett vizsgálatok eredményéből kiindulva. Egyébként ezen fejezet következtetései nagy szerepe van a biztonságos műtét végrehajtásában, mivel igazoltam, hogy a bizonyos dimenzióban csak nagy bizonytalansággal meghatározható 3D pontok alkalmazhatók a vizsgálatok során.

4. fejezet

Miután már minden anatómiai képlet jól definiált volt a 3D térben, meg kellett vizsgálnom, hogy melyik módszerrel érdemes előállítani az arc középsíkját. A középvonalban elhelyezkedő pontokból, vagy a kétoldali páros pontokból megalkotott arc középsíkra illeszkedik-e jobban a többi középvonali pont. Külön vizsgáltam a felső arc és az állkapocs páros pontjait.

Eredményeim igazolták, hogy az arc középsíkja többféleképpen előállítható, de a legjobb eredményt a már az első fejezetben is vizsgált három hagyományos és két új, a középsíkban elhelyezkedő anatómiai képlettel állapítható meg. Így tovább lehet növelni a diagnózis megbízhatóságát.

5. fejezet

Ebben a fejezetben azt mutattam be, hogy hogyan használták fel az eredményeimet egy féloldalasan sérült páciens arcreekonstrukciós műtétének diagnosztizálásához és tervezéséhez.

Az eljárásnak az a feltételezésem volt az alapja, hogy féloldali sérülés esetén, az ép oldalt a középsíkra tükrözve a tükörkép felhasználható sablonként a helyreállító műtét során. Így lehetőség nyílt a műtét előtt mérni, ezzel növelve a műtét biztonságát. Továbbá erre a 3D nyomtatóval kinyomtatott tükrözött ép oldal modelljére tudta a sebész ráhajlítani a titánhálót. Ez lerövidítette a műtét idejét, hiszen nem műtét közben a csontra kellett hajlítani a titán hálót, hanem azt előre meg tudták tenni. A műtét idejének lerövidülése tovább növelte a műtét biztonságát, hiszen minden a műtőben altatásban töltött perc növeli a szövődmény, nem várt probléma kockázatát.

Új tudományos eredmények

Tézis 1.

Vizsgálataimmal és statisztikai eredményeimmal igazoltam, hogy a koponya felszínéhez közel lévő, ezért a balesetek során gyakran sérülő kefalometriai mérőpontok helyett, használhatók alternatív mérőpontok is. [MZS1, MZS2, MZS3, MZS6, MZS11, MZS14]

Tézis 2.

Az általam elkészített CranioViewer programmal végzett mérések eredményei alapján megállapítottam, hogy a 3D CBCT adatállományon 3D-re átváltva és arcközépsíkra vetítve is használhatók a korábban 2D RTG-en alkalmazott kefalometriai analízisek. [MZS1, MZS2, MZS3, MZS15, MZS16]

Tézis 3.

Vizsgálataimmal és statisztikai eredményeimmal igazoltam, hogy a 3D CBCT-n olyan anatómiai képletek is alkalmazhatók kefalometriai mérésekhez, melyeknek nem mind a három dimenziója határozható meg kellő pontossággal. [MZS1, MZS2, MZS3, MZS6, MZS10, MZS11, MZS14]

Tézis 4.

Vizsgálataimmal és statisztikai eredményeimmal igazoltam, hogy az arc középsíkja többféleképpen előállítható. [MZS1, MZS2, MZS3, MZS5, MZS6, MZS11, MZS14]

Tézis 5.

A kidolgozott eljárást felhasználva igazoltam, hogy féloldali sérülés esetén, az ép oldalt a középsíkra tükrözve a tükörkép felhasználható sablonként a helyreállító műtét során. [MZS4, MZS7, MZS8, MZS9]

AJÁNLÁSOK, HASZNOSÍTÁSI LEHETŐSÉGEK

Kutatásaim eredményeit teljes körűen egy szűk határterület tudja használni. Ezt a határterületet egy összehangolt orvosi csapat együttesen végzi. Az arcreekonstrukciós műtéteket az ortodontus (fogszabályozó szakorvos) tervezi, szorosan együttműködve az arc sebésszel. A kidolgozott eljárás segítségével a teljes orvosi csapat számára kézzelfogható lesz a műtéti terv. Mindazonáltal a kidolgozott CBCT felvételtől az arc középsíkjára vetített kefalometriai pontokból készített kefalometriai analízis, egy egyszerű fogszabályozási diagnózis felállítására is alkalmas. Így amikor valamilyen okból rendelkezésre áll a páciens koponyájáról egy CBCT felvétel, felesleges róla teleröntgent vagy panoráma röntgent csináltatni, hiszen minden szükséges információ rendelkezésre áll a CBCT felvételen.

Az 1., 3. és a 4. tézis a fejlődési rendellenességgel küzdő és a baleseti traumás páciensek diagnózisának felállításában lehet segítségre. A sérült vagy hiányzó anatómiai képletek helyettesíthetősége révén.

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

Az 5. tézis féloldalasan sérült páciensek műtét tervezésére és a műtét során használandó titán háló előkészítésére kínál megoldást.

Javaslom, hogyha már elvileg az EESZT-be úgyis fel kell tölteni a röntgen és a CT felvételeket, épüljön ki egy jelző mechanizmus a már korábban elkészült felvétel meglétéről, ezzel csökkenteni lehetne a páciensek felesleges sugárterhelését.

Érdeemes lesz majd a jövőben megvizsgálni a mesterséges intelligencia (MI) és a gépi tanulás felhasználásának lehetőségét. A MI alkalmazása lehetővé teszi a képalkotó eljárások automatizálását, és segít a komplex esetek gyorsabb és megbízhatóbb diagnosztikai értékelésében. Különösen fontos, hogy a gépi tanulás alapú algoritmusok a klinikai döntéshozatalt támogathatják azáltal, hogy segítenek a patológiák felismerésében, a sebészeti kimenetek előrejelzésében, és a betegspecifikus kezelési tervek optimalizálásában [103]. Megjegyezném azt is, hogy egyre több helyen ismerik fel a jelenleg használt MI algoritmusok és az azokat használók korlátait. Egyrészt, hogy sok felhasználó kontroll nélkül elfogadja az MI által egy probléma felvetésre adott választ, másrészt az MI válaszok visszaellenőrzésére fordított idővel együtt, végül nem érnek el gyorsabban eredményt, mint annak használata nélkül.

IRODALOMJEGYZÉK

- [1] Y. Jefferson, “Facial beauty--establishing a universal standard,” *International journal of orthodontics*, vol. 15, pp. 9-22, 2004.
- [2] S. Zachow, H. C. Hege and P. Deuflhard, “Computer-Assisted Planning in Cranio-Maxillofacial Surgery,” *Journal of Computing and Information Technolo*, vol. 1, p. 53–64, 2006.
- [3] H. H. Lin, D. Lonic and L. J. Lo, “3D printing in orthognathic surgery – a literature review,” *Journal of the Formosan Medical Association*, vol. 117, p. 547–558, 2018.
- [4] J. Schendel and A. Jacobson, “3D Imaging and Orthognathic Surgery: The New Paradigm,” *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, vol. 148, p. 200–208, 2020.
- [5] T. Hatcher, “Operational Principles for CBCT,” *Orthodontic Perspectives*, vol. 14, p. 10–17, 2022.
- [6] N. Kaley, “Advances in CBCT Technology and Applications in Orthodontics,” *Journal of Orthodontic Science*, vol. 14, pp. 213-221, 2022.
- [7] L. Seres, E. Varga and A. Kocsis, “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 Medicine*, vol. 10, p. 27, 2014.
- [8] L. Zhao, P. K. Patel and M. Cohen, “Application of virtual surgical planning with computer assisted design and manufacturing technology to cranio-maxillofacial surgery,” *Archives of Plastic Surgery*, vol. 39, p. 309–316, 2012.
- [9] T. Nguyen, J. Taylor and R. Burch, “3D Imaging in Orthodontic Treatment Planning Using Dolphin Imaging Software,” *Journal of Dental Research*, vol. 96, pp. 145-152, 2021.

- [10] C. J. White and B. A. Riner, "Evaluating the Use of Implant in Dental Implant Surgery," *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, vol. 74, pp. 785-791, 2022.
- [11] H. Lin and M. J. Yang, "Romexis: A Comprehensive Imaging Software for Dentistry," *International Journal of Dental Technologies*, vol. 9, pp. 33-40, 2023.
- [12] A. P. Reynolds and K. D. Smith, "InVivo Software and Its Applications in 3D Imaging for Orthognathic Surgery," *British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, vol. 59, pp. 654-661, 2021.
- [13] C. M. Resnick, G. Inverso and M. Wrzosek, "Is there a difference in cost between standard and virtual surgical planning for orthognathic surgery?," *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, vol. 74, p. 1827–1833, 2016.
- [14] T. Steinhuber, S. Brunold and C. Gärtner, "Is virtual surgical planning in orthognathic surgery faster than conventional planning? A time and workflow analysis of an office-based workflow for single- and double-jaw surgery.," *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, vol. 76, p. 397–407, 2018.
- [15] M. Maeda, A. Katsumata, Y. Ariji, A. Muramatsu, K. Yoshida and S. Goto, "3D-CT evaluation of facial asymmetry in patients with maxillofacial deformities," *Oral surgery, oral medicine, oral pathology, oral radiology, and endodontics*, vol. 102, pp. 382-390, 2006.
- [16] A. B. Hewitt, "A radiographic study of facial asymmetry," *British Journal of Orthodontics*, vol. 21, pp. 37-40, 1975.
- [17] W. R. Proffit, R. P. White and D. M. Sarver, *Contemporary treatment of dentofacial deformity*, Mosby , 2003.
- [18] P. S. Vig and A. B. Hewitt, "Asymmetry of the human facial skeleton," *The Angle Orthodontist*, vol. 45, pp. 125-129, 1975.

- [19] A. Katsumata, M. Fujishita, M. Maeda, Y. Arijii, E. Arijii and R. P. Langlais, “3D-CT evaluation of facial asymmetry,” *Oral surgery, oral medicine, oral pathology, oral radiology, and endodontics*, vol. 99, pp. 212-220, 2005.
- [20] S. Yoon, R. F. Wang, J. Na H and J. M. Palomo, “Normal range of facial asymmetry in spherical coordinates: a CBCT study,” *Imaging science in dentistry*, vol. 43, pp. 31-36, 2013.
- [21] D. A. Sanders, T. K. Chandhoke, F. A. Uribe, P. H. Rigali and R. Nanda, “Quantification of skeletal asymmetries in normal adolescents: cone-beam computed tomography analysis,” *Progress in orthodontics*, vol. 15, p. 26, 2014.
- [22] P. Angelopoulos, “Cone Beam Tomographic Imaging Anatomy of the Maxillofacial Region,” *Dentomaxillofacial Radiology*, vol. 37, pp. 181-197, 2022.
- [23] A. E. Oliveira, L. H. Cevidanes, C. Phillips, A. Motta, B. Burke and D. Tyndall, “Observer reliability of three-dimensional cephalometric landmark identification on cone-beam computerized tomography,” *Oral surgery, oral medicine, oral pathology, oral radiology, and endodontics*, vol. 107, pp. 256-265, 2009.
- [24] D. Grauer, L. S. Cevidanes, M. ., A. Styner, I. Heulfe, E. T. Harmon and H. Zhu, “Accuracy and landmark error calculation using cone-beam computed tomography-generated cephalograms,” *The Angle Orthodontist*, vol. 80, pp. 286-294, 2010.
- [25] I. Sági és M. Budai, „Az orthodontia története,” *Kaleidoscope*, %1. kötet7, p. 516–528, 2016.
- [26] B. Trpkova, N. G. Prasad, E. W. Lam, D. Raboud, K. E. Glover and P. W. Major, “Assessment of facial asymmetries from posteroanterior cephalograms: validity of reference lines,” *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, vol. 123, pp. 512-520, 2003.
- [27] Y. Yoon, K. Kim, M. Hwang, H. Kim, E. Choi and K. Kim, “Effect of head rotation on lateral cephalometric radiographs,” *The Angle Orthodontist*, vol. 71, pp. 396-403, 2001.

- [28] R. Leonardi, "Landmark identification error in posteroanterior cephalometric radiography," *The Angle Orthodontist*, vol. 78, pp. 761-765, 2008.
- [29] S. M. Shah and M. R. Joshi, "An assessment of asymmetry in the normal craniofacial complex," *The Angle Orthodontist*, vol. 48, pp. 141-148, 1978.
- [30] P. Pirttiniemi, J. Miettinen and T. Kantomaa, "Combined effects of errors in frontal-view asymmetry diagnosis," *European Journal of Orthodontics*, vol. 18, pp. 629-636, 1996.
- [31] B. Broadbent, „A new X-ray technique and its application to orthodontia.," *Angle Orthod*, %1. szám1, pp. 45-66., 1931.
- [32] H. Hofrath, "Die Bedeutung der Röntgenfern und Abstandsaufnahme für die Diagnostik der Kieferanomalien.," *Fortschr Orthodont*, vol. 1, no. 1, pp. 232-48., 1931.
- [33] R. M. Ricketts, "New perspectives on orientation and their benefits to clinical orthodontics - part I," *The Angle Orthodontist*, vol. 45, pp. 238-248, 1975.
- [34] R. M. Ricketts, "New perspectives on orientation and their benefits to clinical orthodontics--part II," *The Angle Orthodontist*, vol. 46, pp. 26-36, 1976.
- [35] R. M. Ricketts, *Orthodontic diagnosis*, Denver: Rocky Mountain/Orthodontics, 1982.
- [36] A. Hasund and G. Reháková, *Cefalometria*, Budapest: Medicina, 1990.
- [37] R. Chate, "Cephalometric landmark identification within the petrous temporal region," *British Journal of Orthodontics*, vol. 14, pp. 33-41, 1987.
- [38] A. E. Stabrun and K. Danielsen, "Precision in cephalometric landmark identification," *European Journal of Orthodontics*, vol. 4, pp. 185-196, 1982.
- [39] W. Geelen, A. Wenzel, E. Gotfredsen and M. Kruger, "Reproducibility of cephalometric landmarks on conventional film, hardcopy, and monitor-displayed images obtained by the storage phosphor technique.," *European Journal of Orthodontics*, pp. 331-40, 1998.

- [40] S. F. Albarakati, K. S. Kula and A. A. Ghoneima, “The reliability and reproducibility of cephalometric measurements: a comparison of conventional and digital methods,” *Dentomaxillofacial Radiology*, vol. 41, pp. 11-17, 2012.
- [41] E. B. Näslund, M. Kruger and A. Petersson, “Analysis of low-dose digital lateral cephalometric radiographs,” *Dentomaxillofacial Radiology*, vol. 27, p. 136–139, 1998.
- [42] V. Kumar, J. B. Ludlow, A. Mol and L. Cevidanes, “Comparison of conventional and cone beam CT synthesized cephalograms,” *Dentomaxillofacial Radiology*, vol. 36, pp. 263-269, 2007.
- [43] V. Kumar, J. Ludlow, L. H. Soares Cevidanes and A. Mol, “In vivo comparison of conventional and cone beam CT synthesized cephalograms,” *The Angle Orthodontist*, vol. 78, pp. 873-882, 2008.
- [44] G. N. Hounsfield, “Computerized transverse axial scanning (tomography).,” *British Journal of Radiology*, vol. 46, p. 1016–1022, 1973.
- [45] M. W. Vannier, J. L. Marsh and J. O. Warren, “Three dimensional CT reconstruction images for craniofacial surgical planning and evaluation,” *Radiology*, vol. 150, pp. 179-84, 1984.
- [46] M. W. Vannier, C. F. Hildebolt, G. Conover, R. H. Knapp, N. Yokoyama-Crothers and G. Wang, “Three-dimensional dental imaging by spiral CT. A progress report,” *Oral surgery, oral medicine, oral pathology, oral radiology, and endodontics*, vol. 84, pp. 561-570, 1997.
- [47] J. B. Ludlow and L. E. B. S. L. Davies-Ludlow, “Dosimetry of 3 CBCT devices for oral and maxillofacial radiology: CB Mercuray, NewTom 3G and i-CAT,” *Dentomaxillofacial Radiology*, vol. 35, p. 219–226, 2006.
- [48] D. Halazonetis, “From 2-dimensional cephalograms to 3-dimensional computed tomography scans,” *American Journal of Orthodontics & Dentofacial Orthopedic*, vol. 127, pp. 627-637, 2005.

- [49] T. Park, S. Lee and K. Lee, "A method for mandibular dental arch superimposition using 3D cone beam CT and orthodontic 3D digital model," *THE KOREAN JOURNAL of ORTHODONTICS*, vol. 42, pp. 169-181, 2012.
- [50] O. J. Vlijmen, S. J. Bergé, G. R. Swennen, B. E. M, C. Katsaros and K.-J. A. M, "Comparison of cephalometric radiographs obtained from conebeam computed tomography scans and conventional radiographs," *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, vol. 67, pp. 92-97, 2009.
- [51] L. R. Ramírez-Sotelo, S. Almeida, G. M. Ambrosano and F. Bóscolo, "Validity and reproducibility of cephalometric measurements performed in full and hemifacial reconstructions derived from cone beam computed tomography," *The Angle Orthodontist*, vol. 82, pp. 827-832, 2012.
- [52] N. Zamora, J. M. Llamas, R. Cibrián, J. L. Gandia and V. Paredes, "Cephalometric measurements from 3D reconstructed images compared with conventional 2D images," *The Angle Orthodontist*, vol. 81, pp. 856-864, 2011.
- [53] R. Nağacı, F. Oztürk and O. Sökücü, "A comparison of two-dimensional radiography and three-dimensional computed tomography in angular cephalometric measurements," *Dentomaxillofacial Radiology*, vol. 39, pp. 100-106, 2010.
- [54] O. Yitschaky, M. Redlich, Y. Abed, M. Faerman, N. Casap and N. Hiller, "Comparison of common hard tissue cephalometric measurements between computed tomography 3D reconstruction and conventional 2D cephalometric images," *The Angle Orthodontist*, vol. 81, pp. 11-16, 2011.
- [55] H.-S. Ryu, K.-Y. An and K.-H. Kang, "Cone-beam computed tomography based evaluation of rotational patterns of dentofacial structures in skeletal Class III deformity with mandibular asymmetry," *The Korean Journal of Orthodontics*, vol. 45, pp. 153-163, 2015.
- [56] C. A. Lascala, J. Panella and M. M. Marques, "Analysis of the accuracy of linear measurements obtained by cone beam computed tomography (CBCT-NewTom)," *Dentomaxillofacial Radiology*, vol. 33, pp. 291-294, 2004.

- [57] H. J. Cho, "A three-dimensional cephalometric analysis," *Journal of Clinical Orthodontics*, vol. 43, pp. 235-252, 2009.
- [58] J. B. Ludlow, M. Gubler and L. Cevidanes, "Precision of cephalometric landmark identification: cone-beam computed tomography vs conventional cephalometric views," *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, vol. 136, pp. 312.e1-10, 2009.
- [59] T. M. Fernandes, J. Adamczyk and M. L. Poleti, "Comparison between," *Journal of applied oral science*, vol. 23, p. 56–63, 2015.
- [60] M. A. Papadopoulos, C. Jannowitz and P. Boettcher, "Three-dimensional fetal cephalometry: an evaluation of the reliability of cephalometric measurements based on three-dimensional CT reconstructions and on dry skulls of sheep fetuses," *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*, vol. 33, p. 229–237, 2005.
- [61] M. Mah, P. Holland and V. R. G, "Cone Beam CT Applications in Orthodontics," *International Journal of Orthodontics*, vol. 31, pp. 14-24, 2023.
- [62] O. J. Vlijmen, S. J. Berge, E. M. Bronkhorst, G. R. Swennen, C. Katsaros and A. M. Kuijpers-Jagtman, "A comparison of frontal radiographs obtained from cone beam CT scans and conventional frontal radiographs of human skulls," *International journal of oral and maxillofacial surgery*, vol. 38, pp. 773-778, 2009.
- [63] H. Olmez, S. Gorgulu, E. Akin, A. O. Bengi, I. Tekdemir and F. Ors, "Measurement accuracy of a computer-assisted three-dimensional analysis and a conventional two-dimensional method," *The Angle orthodontist*, vol. 81, pp. 375-382, 2011.
- [64] O. Lisboa, D. Masterson, A. F. Motta and A. T. Motta, "Reliability and reproducibility of three-dimensional cephalometric landmarks using CBCT: a systematic review.," *Journal of applied oral science*, vol. 23, p. 112–119, 2015.
- [65] D. R. Periago, W. C. Scarfe, M. Moshiri, J. P. Scheetz, A. M. Silveira and A. G. Farman, "Linear Accuracy and Reliability of Cone Beam CT Derived 3-

- Dimensional Images Constructed Using an Orthodontic Volumetric Rendering Program,” *The Angle Orthodontist*, vol. 78, p. 387–395., 2008.
- [66] M. Levoy, “Display of Surfaces from Volume Data,” *IEEE Computer Graphics and Applications*, vol. 8, pp. 29-37, 1988.
- [67] M. Levoy, “Efficient Ray Tracing of Volume Data,” *ACM Transactions on Graphics*, vol. 9, pp. 245-261, 1990.
- [68] A. P. R. Durão, A. Morosolli, P. Pittayapat, N. Bolstad, A. P. Ferreira and R. Jacobs, “Cephalometric landmark variability among orthodontists and dentomaxillofacial radiologists: a comparative study.,” *Imaging science in dentistry*, vol. 45, pp. 213-233, 2015.
- [69] T. d. S. Santos, A. C. A. Gomes, D. G. d. Melo, A. R. Melo, J. R. Cavalcante, L. C. G. d. Araújo, R. M. C. Travassos, P. R. S. Martins-Filho, M. R. Piva és H. F., „Evaluation of reliability and reproducibility of linear measurements of cone-beam-computed tomography.,” *Indian journal of dental research : official publication of Indian Society for Dental Research.*, %1. kötet23, pp. 473-481, 2012.
- [70] N. Zamora, J. Llamas, R. Cibrian, J. GandiaL and V. Paredes, “A study on the reproducibility of cephalometric landmarks when undertaking a three-dimensional (3D) cephalometric analysis.,” *Medicina oral, patologia oral y cirugia bucal.*, vol. 17, pp. 678-688, 2012.
- [71] P.-K. Jung, G.-C. Lee és C.-H. Moon, „Comparison of cone-beam computed tomography cephalometric measurements using a midsagittal projection and conventional two-dimensional cephalometric measurements,” *THE KOREAN JOURNAL of ORTHODONTICS*, pp. 282-288, 2015.
- [72] H. Pinsky, S. Dyda, R. Pinsky, K. Misch and D. Sarment, “Accuracy of three-dimensional measurements using cone-beam CT,” *Dentomaxillofacial Radiology*, vol. 35, pp. 410-416, 2006.

- [73] A. A. Brown, W. C. Scarfe, J. P. Scheetz, A. M. Silveira and A. G. Farman, "Linear accuracy of cone beam CT derived 3D images," *The Angle Orthodontist*, vol. 79, pp. 150-157, 2009.
- [74] J. Damstra, Z. Fourie, J. Huddleston Slater and Y. Renc, "Reliability and the smallest detectable difference of measurements on 3-dimensional cone-beam computed tomography images," *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, vol. 141, pp. 107-114, 2011.
- [75] G. L. Adams, S. A. Gansky, A. J. Miller, W. E. Harrell and D. C. Hatcher, "Comparison between traditional 2-dimensional cephalometry and a 3-dimensional approach on human dry skulls," *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, vol. 126, pp. 397-409, 2004.
- [76] R. A. Katkar, C. Kummet, D. Dawson, L. Moreno Uribe, V. Allareddy, M. Finkelstein and A. Ruprecht, "Comparison of observer reliability of three-dimensional cephalometric landmark identification on subject images from Galileos and i-CAT cone beam CT," *Dentomaxillofacial Radiology*, vol. 42, pp. 1-11, 2013.
- [77] M. B. Neiva, A. C. Soares, O. Lisboa Cde, V. Vilella Ode and A. T. Motta, "Evaluation of cephalometric landmark identification on CBCT multiplanar and 3D reconstructions," *The Angle Orthodontist*, vol. 85, pp. 11-17, 2015.
- [78] H. Olmez, S. Gorgulu, E. Akin, A. O. Bengi, I. Tekdemir és F. Ors, „Measurement accuracy of a computer-assisted three-dimensional analysis and a conventional two-dimensional method.,” *The Angle orthodontist*, %1. kötet81, pp. 375-382, 2011.
- [79] O. J. C. v. Vlijmen, S. J. Bergé, E. M. Bronkhorst, G. R. J. Swennen, C. Katsaros és A. M. Kuijpers-Jagtman, „A comparison of frontal radiographs obtained from cone beam CT scans and conventional frontal radiographs of human skulls.,” *International journal of oral and maxillofacial surgery.*, %1. kötet38, pp. 773-781, 2009.

- [80] H. S. Hwang, C. H. Hwang, K. H. Lee and B. C. Kang, "Maxillofacial 3-dimensional image analysis for the diagnosis of facial asymmetry," *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, vol. 130, pp. 779-785, 2006.
- [81] C. Baek, J. Y. Paeng, J. S. Lee and J. Hong, "Morphologic evaluation and classification of facial asymmetry using 3-dimensional computed tomography," *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, vol. 70, pp. 1161-1169, 2012.
- [82] B. F. Gribel, M. N. Gribel, F. R. Manzi, S. L. Brooks and J. A. McNamara, "From 2D to 3D: an algorithm to derive normal values for 3-dimensional computerized assessment," *The Angle Orthodontist*, vol. 81, pp. 3-10, 2011.
- [83] J. Damstra, Z. Fourie and Y. Ren, "Comparison between two-dimensional and midsagittal three-dimensional cephalometric measurements of dry human skulls," *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, vol. 49, pp. 392-395, 2011.
- [84] M. G. Cavalcanti, J. W. Haller and M. W. Vannier, "Three-dimensional computed tomography landmark measurement in craniofacial surgical planning: experimental validation in vitro," *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, vol. 57, pp. 690-694, 1999.
- [85] K. István, *Lineáris algebra és vektoralgebra*, Budapest: Nemzeti Tankönyvkiadó Zrt., 2007.
- [86] J. K. Lee, P. K. Jung and C. Moon, "Three-dimensional cone beam computed tomographic image reorientation using soft tissues as reference for facial asymmetry diagnosis," *The Angle Orthodontist*, vol. 84, pp. 38-47, 2014.
- [87] A. R. El-Beialy, M. S. Fayed, A. M. El-Bialy and Y. A. Mostafa, "Accuracy and reliability of cone-beam computed tomography measurements: Influence of head orientation," *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, vol. 140, pp. 157-167, 2011.
- [88] G. R. Swennen, F. Schutyser és J.-E. Hausamen, „Three-Dimensional Cephalometry” A Color Atlas and Manual, Berlin-heidelberg: Springer Verlag, 2006.

- [89] A. Björk, "Cranial base development. A follow up x-ray study of the individual variation in growth occurring between the ages of 12 and 20 years and its relation to brain case and face development.," *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, vol. 41, pp. 198-225., 1955.
- [90] B. H. Grayson, J. G. McCarthy and F. Bookstein, "Analysis of craniofacial asymmetry by multiplane cephalometry.," *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, vol. 84, pp. 217-224., 1983.
- [91] D. C. Grummons and M. A. K. v. d. Coppello, "A frontal asymmetry analysis.," *Journal of Clinical Orthodontics*, vol. 21, pp. 448-465., 1987.
- [92] R. M. Ricketts, R. W. Bench, J. J. Hilgers and R. Schulhof, "An overview of computerized cephalometrics," *Am.J.Orthod*, vol. 61, pp. 1-28, 1972.
- [93] S. M. Shah and M. R. Joshi, "An assessment of asymmetry in the normal craniofacial complex," *Angle Orthod*, vol. 48, pp. 141-148, 1978.
- [94] M. M. Sievers, B. E. Larson, P. R. Gaillard and A. Wey, "Asymmetry assessment using cone beam CT. A Class I and Class II patient comparison.," *The Angle orthodontist*, vol. 82, pp. 410-417, 2012.
- [95] S. Vladimír és P. András, *A számítógépes grafika alapjai IBM Pc-n*, Budapest: ComputerBooks, 1992.
- [96] J. Damstra, Z. Fourie, M. De Wit and Y. Ren, "A three-dimensional comparison of a morphometric and conventional cephalometric midsagittal planes for craniofacial asymmetry," *Clinical Oral Investigations*, vol. 16, p. 285–294, 2012.
- [97] S. Haraguchia, Y. Iguchib and K. Takadac, "Asymmetry of the Face in Orthodontic Patients," *The Angle Orthodontist*, vol. 78, pp. 421-426, 2008.
- [98] D. H. Enlow, *Facial growth*. 3rd ed., Philadelphia: Saunders, 1990.
- [99] J. U. Park, Y. A. Kook and Y. Kim, "Assessment of asymmetry in a normal occlusion sample and asymmetric patients with three-dimensional cone beam," *The Angle Orthodontist*, vol. 82, pp. 860-867, 2012.

- [100] O. Lukats, T. Vizkelety, Z. Markella, E. Maka, M. Kiss, A. Dobai, P. Bujtár, A. Szucs and J. Barabas, “Measurement of Orbital Volume after Enucleation and Orbital Implantation,” *PLOS ONE*, p. 7, 2012.
- [101] F. Borumandi, B. Hammer, H. Noser and L. Kamer, “Classification of orbital morphology for decompression surgery in Graves’ orbitopathy: two-dimensional versus three-dimensional orbital parameters,” *British Journal of Ophthalmol*, pp. 1-4, 2013.
- [102] H.-H. Lin, D. Lonic and L.-J. Lo, “3D printing in orthognathic surgery – a literature review.,” *J Formos Med Assoc.*, p. 117: 547–558., 2018.
- [103] M. T. Hughes, “Artificial Intelligence in 3D Orthodontic Imaging: Future Directions,” *Dental and Medical AI Review*, vol. 12, pp. 223-231, 2023.
- [104] A. Athanasiou, „ORTHODONTIC CEPHALOMETRY,” *M Mosby-Wolfe*, 1996.

A TÉZISPONTOKHOZ KAPCSOLÓDÓ TUDOMÁNYOS KÖZLEMÉNYEK

- [MZS1] Z. Markella and T. Vizkelety, “3D mérések volumetomogrammon,” in BUDAMED ’08 : 14. Magyar Orvostechnikai Konferencia és 5. Magyar Klinikai-mérnöki Konferencia, 2008.
- [MZS2] Z. Markella and T. Vizkelety, “Generation of the midfacial plane in traumatic cases on CBCT database,” in Proceedings of the SIP, 27th International Conference Science in Practice, 2009, pp. 67–70.
- [MZS3] Z. Markella, “Az emberi koponya szimmetria-viszonyainak értékelése normál populáción,” in A Magyar Orthodontusok Társasága kongresszusa, 2010., 2010.
- [MZS4] Z. Markella, “3D adatállomány szimmetria analízise ortognátiái sebészetben (modell megjelenítés a Leonar3Do-val),” in XXVI. Nemzetközi Kandó Konferencia 2010., 2010.
- [MZS5] Z. Markella, T. Vizkelety, and J. Barabás, “Az arc középsíkjának előállítása CBCT adatállományból,” in Science in practice, 2011, p. c.
- [MZS6] Z. Markella, T. Vizkelety, and J. Barabás, “Generation of the midfacial plane out of CBCT database,” in 5th European Conference of the International Federation for Medical and Biological Engineering, 2012, pp. 1153–1156.
- [MZS7] Z. Markella and T. Vizkelety, “Sérült szemüreg rekonstrukciójának tervezése,” in SIENCE IN PRACTICE 2012, 2012, p. CD-CD+3.
- [MZS8] Z. Markella and T. Vizkelety, “Szemüreg rehabilitáció tervezése volumetrikus adatállományon,” in 28. Kandó Konferencia, 2012.
- [MZS9] A. Dobai, Z. Markella, T. Vizkelety, and J. Barabás, “Arcrekonstrukciós és orthognath műtétek tervezési lehetőségei háromdimenziós képalkotói módszerekkel [Planning options of reconstructive and orthognathic operation by means of three-dimensional imaging],” ORVOSI HETILAP, vol. 159, no. 39, pp. 1584–1592, 2018.

- [MZS10] A. Dobai, Z. Markella, M. Mezei, and T. Vízkelety, "Statistics based landmark selection model for conebeam CT derived three-dimensional cephalometry," ACTA POLYTECHNICA HUNGARICA, vol. 15, no. 6, pp. 235–249, 2018.
- [MZS11] Z. Markella, A. Dobai, T. Vízkelety Three-dimensional determining the midsagittal plane of the facial skull on CBCT volume tomogram In: Nádai, László (szerk.) 2020 IEEE 3rd International Conference and Workshop in Óbuda on Electrical and Power Engineering (CANDO-EPE) Piscataway (NJ), Amerikai Egyesült Államok : IEEE (2020) 299 p. pp. 59-64. , 6 p.
- [MZS12] Z. Markella, G. Schuster „Számítógéppel támogatott műtéti biztonság” In: Molnár, György; Wühl, Tibor (szerk.) KVK PhD Workshop Minikonferencia : Absztrakt kötet Budapest, Magyarország : Óbudai Egyetem, Kandó Kálmán Villamosmérnöki Kar (2023) 23 p. pp. 20-21. , 2 p.
- [MZS13] Z. Markella, G. Schuster „Számítógéppel támogatott műtéti biztonság” In: Molnár, György; Temesvári, Zsolt; Wühl, Tibor (szerk.) XXXIX. Kandó Konferencia 2023 Budapest, Magyarország : Óbudai Egyetem (2024) 420 p. pp. 248-258. , 11 p.
- [MZS14] A. Dobai, Z. Markella, T. Vízkelety, C. Fouquet, A. Rosta, J. Barabás „Landmark-based midsagittal plane analysis in patients with facial symmetry and asymmetry based on CBCT analysis tomography” JOURNAL OF OROFACIAL ORTHOPEDICS-FORTSCHRITTE DER KIEFERORTHOPADIE vol. 79, no. 6, pp. 371-379, 2018
- [MZS15] A. Dobai, T. Vízkelety, Z. Markella, A. Rosta, Á. Kucsera, J. Barabás „Lower face cephalometry based on quadrilateral analysis with cone-beam computed tomography: a clinical pilot study” ORAL AND MAXILLOFACIAL SURGERY vol. 21, no. 2, pp. 207-218, 2017
- [MZS16] A. Dobai, T. Vízkelety, Z. Markella, A. Rosta, Á. Kucsera, J. Barabás "Az alsó archarmad Di Paolo-féle vizsgálata Cone-Beam CT adatállományon” FOGORVOSI SZEMLE vol. 109, no. 2, 39-44, 2016

RÖVIDÍTÉSJEGYZÉK

CT: Computed Tomography

CBCT: Cone Beam CT

DICOM: Digital Imaging and COmmunications in Medicine

2D: két Dimenzió

3D: három Dimenzió

TÁBLÁZATJEGYZÉK

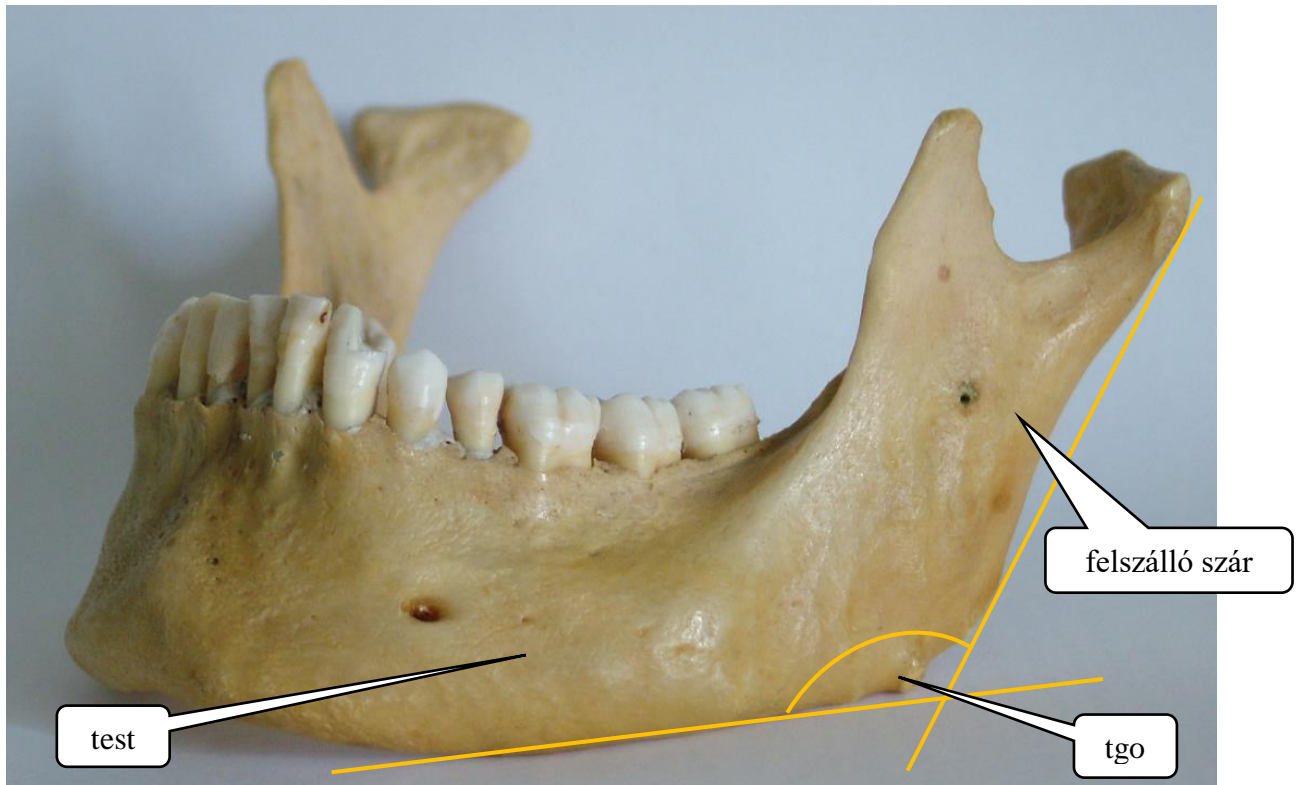
1. táblázat Orvosi irányok magyarázata [MZS7, MZS8].....	14
2. táblázat A fogászati és hagyományos radiológiában elterjedt vizsgálómódszerek effektív sugárdózisai [MZS9]	30
3. táblázat Az arcközép sík meghatározásában nem résztvevő pontok távolsága a síktól és a távolság szórása mm-ben.....	37

ÁBRAJEGYZÉK

1. ábra Azonos vizsgáló, három különböző időpontban azonosított anatómiai képletek	16
2. ábra Három vizsgáló által azonosított anatómiai képletek eltérése	16
3. ábra Röntgen felvételt készítése oldalirányból fejbeállítóban	20
4. ábra Oldalirányú teleröntgen felvétel	22
5. ábra Kefalometriai pontok bejelölése teleröntgen átrajzoláson	22
6. ábra Bedigitalizált kefalometriai pontok betűjele vonalábrán	23
7. ábra NSL, NL és ML kefalometriai vonalak	24
8. ábra NAL, NBL és NPgL kefalometriai vonalak	24
9. ábra 1, T és HL kefalometriai vonalak	25
10. ábra CT szelet nézet.....	33
11. ábra Röntgen szerű megjelenítés	34
12. ábra Szelet röntgen szerű megjelenítés	34
13. ábra MIP megjelenítés	35
14. ábra AMIP megjelenítés	36
15. ábra A vizsgált pontok elhelyezkedése a belőlük készített regressziós síkhoz képest	38
16. ábra SNA, SNB és ANB 3 ponttal meghatározott előjeles szögek.....	41
17. ábra NA vonal felső egyes metszőfog éle közti távolság	42
18. ábra Állkapocs	47
19. ábra Arckoponya pontjai szemből	50
20. ábra Arckoponya pontjai oldalról	50
21. ábra Koponya pontjai alulról	51
22. ábra Koponyai pontjai felülről metszetben	52
23. ábra Fül félkörös ívjárata	53
24. ábra C2 nyakcsigolya nyúlványa	54
25. ábra Állkapocs pontjai	56
26. ábra A koponya térbeli drótvázás ábrája, a mérőpontok a középsíkba vetítésével...	62
27. ábra A koponya 2D és 3D drótváza anatómiai képletekkel.....	62
28. ábra A koponya anatómiai képleteit összekötő 3D és 2D drótváza az anatómiai képletek nélkül.....	63
29. ábra A 2D drótváz.....	64
30. ábra 2D Hasund kefalometria értékei jobb és baloldalra külön számítva.....	64

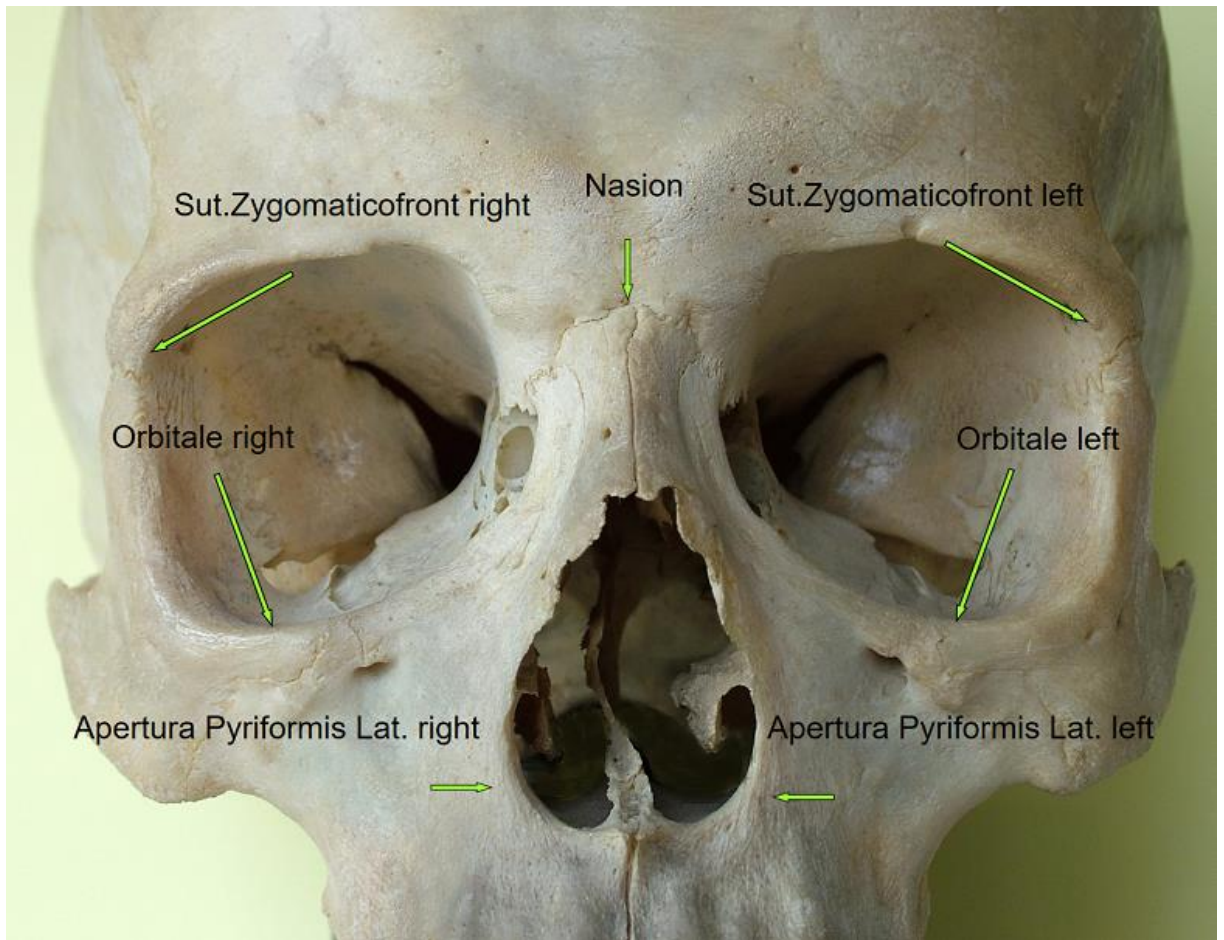
31. ábra A pontok meghatározásának bizonytalansága	66
32. ábra Középvonalbeli pontok	69
33. ábra Felső arc páros pontjai	69
34. ábra Állkapocs páros pontjai.....	70
35. ábra A regressziós síkokat alkotó pontok elhelyezkedése. Kék pont - A középarc párosított pontjai, Zöld pont - Az állkapocs párosított pontjai, Piros pont - A középsíkban lévő pontok.	71
36. ábra Pontok távolsága és szórása a felső arc páros pontjainak felezőpontjából generált regressziós síktól	72
37. ábra Pontok távolsága és szórása az állkapocs páros pontjainak felezőpontjából generált regressziós síktól	73
38. ábra Pontok távolsága és szórása a középsíkban lévő pontokból generált regressziós síktól.....	74
39. ábra Szemüreg vizsgáló síkjai.....	76
40. ábra Szemüreg drótvázás modellje	77
41. ábra Szemüreget alkotó csontfelszín.....	78
42. ábra Az orbitarekonstrukció során alkalmazott tükrözéses módszer. A rész: CBCT felvételtől rekonstruált orbita B rész: a három dimenzióban meghatározott szemüregeket (sárga vonal) és az ép oldal tükrözését szemlélteti (piros vonal)	79
43. ábra 3D-nyomtatóval készült szemüreg és a preoperatív szakaszban meghajlított titánlemez.....	80
44. ábra Állkapocs	105
45. ábra Arckoponya pontjai szemből	106
46. ábra Arckoponya pontjai oldalról	107
47. ábra Koponya pontjai alulról	108
48. ábra Koponyai pontjai felülről metszetben.....	109
49. ábra Fül félkörös ívjárata	110
50. ábra C2 nyakcsigolya nyúlványa	111
51. ábra Állkapocs pontjai	112

FÜGGELÉK



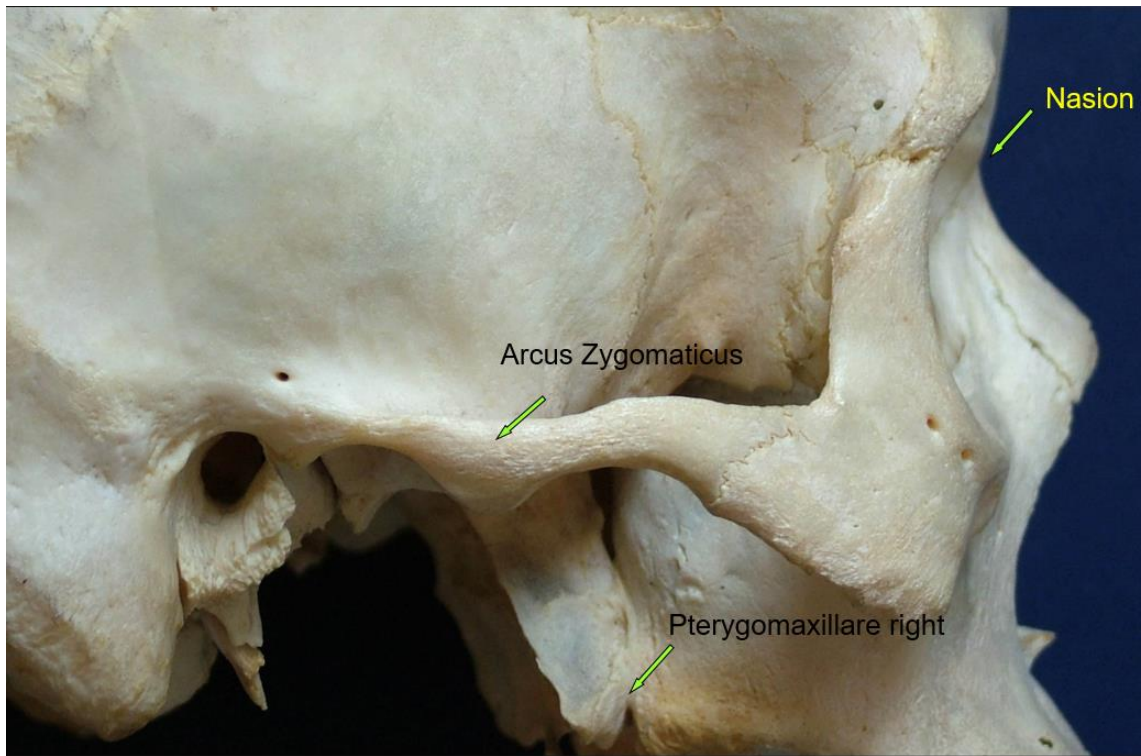
44. ábra Állkapocs⁴⁵

⁴⁵ Forrás: szerkesztette a szerző



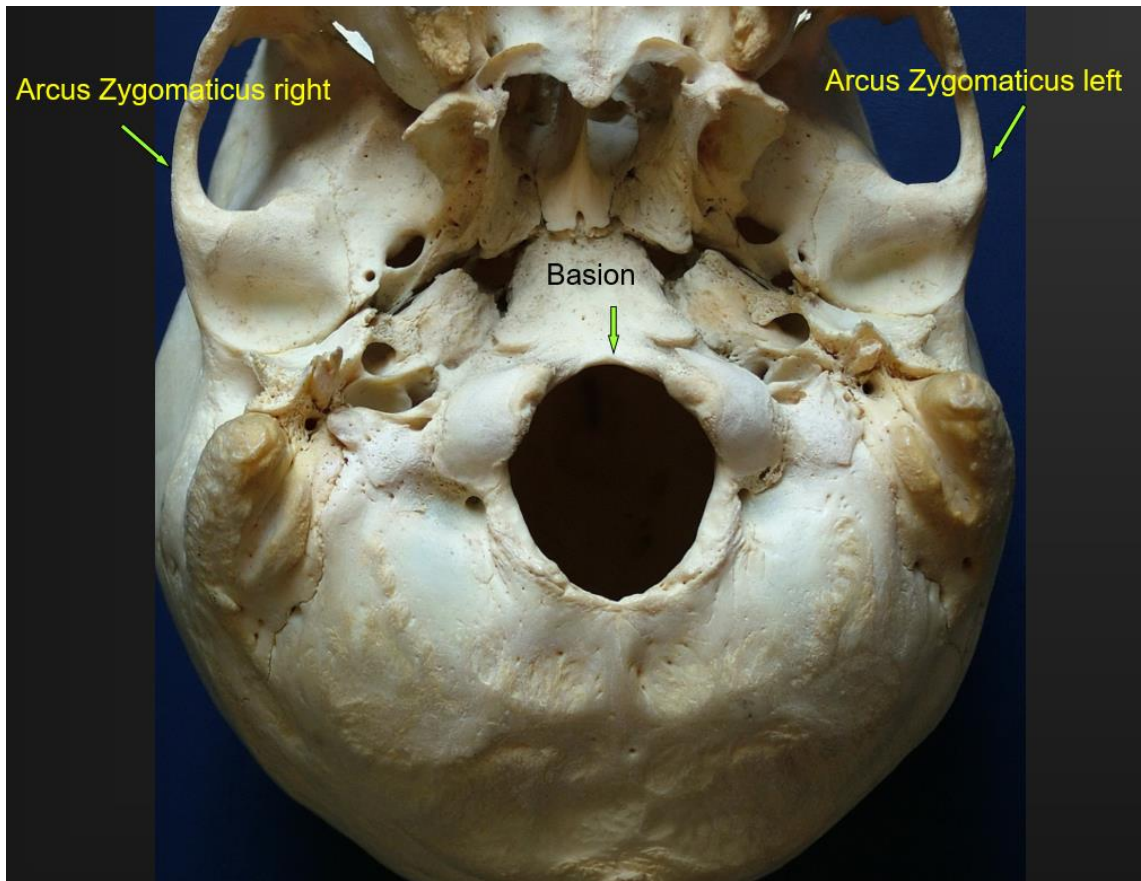
45. ábra Arckoponya pontjai szemből⁴⁶

⁴⁶ Forrás: szerkesztette a szerző.



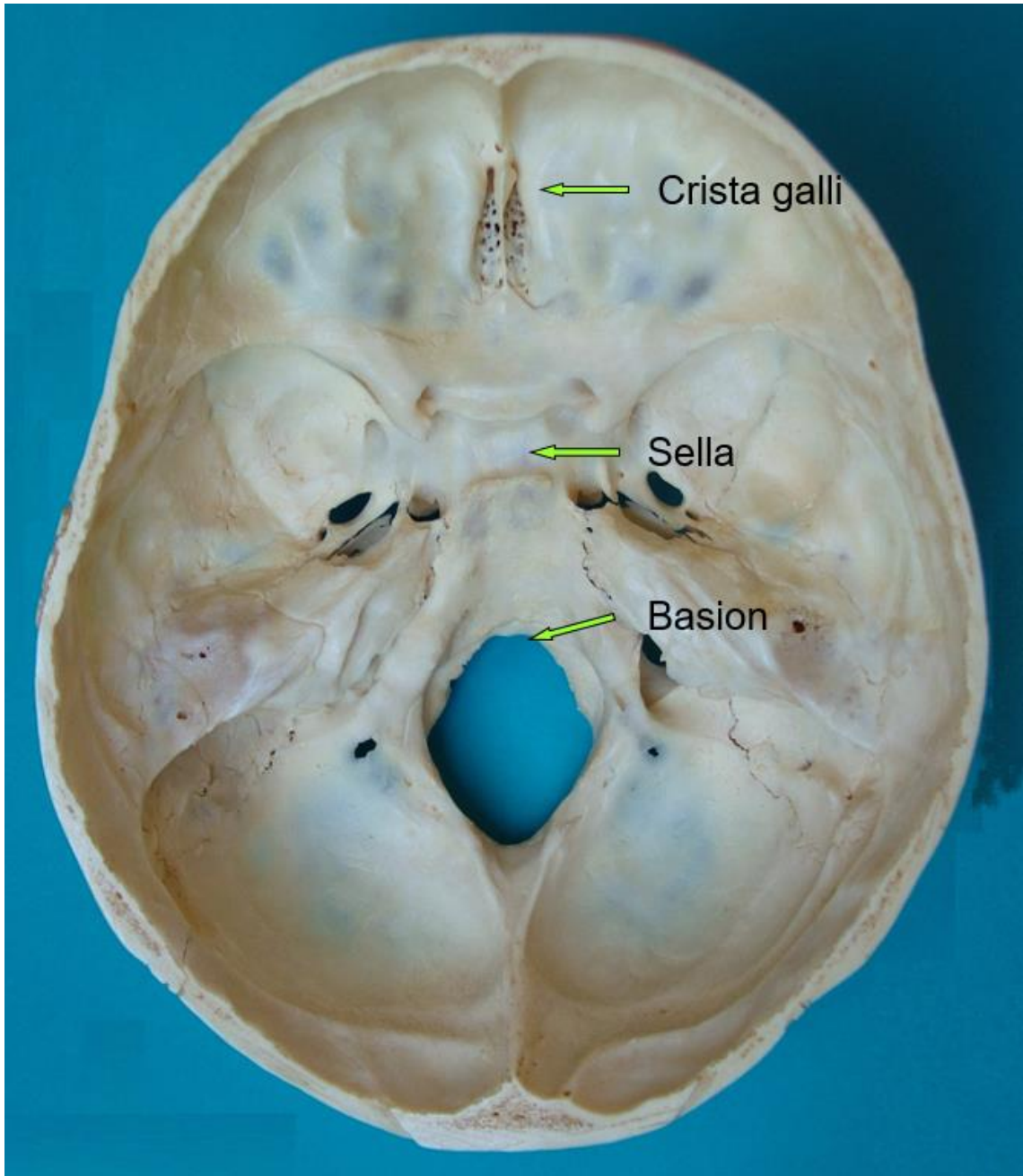
46. ábra Arckoponya pontjai oldalról⁴⁷

⁴⁷ Forrás: szerkesztette a szerző



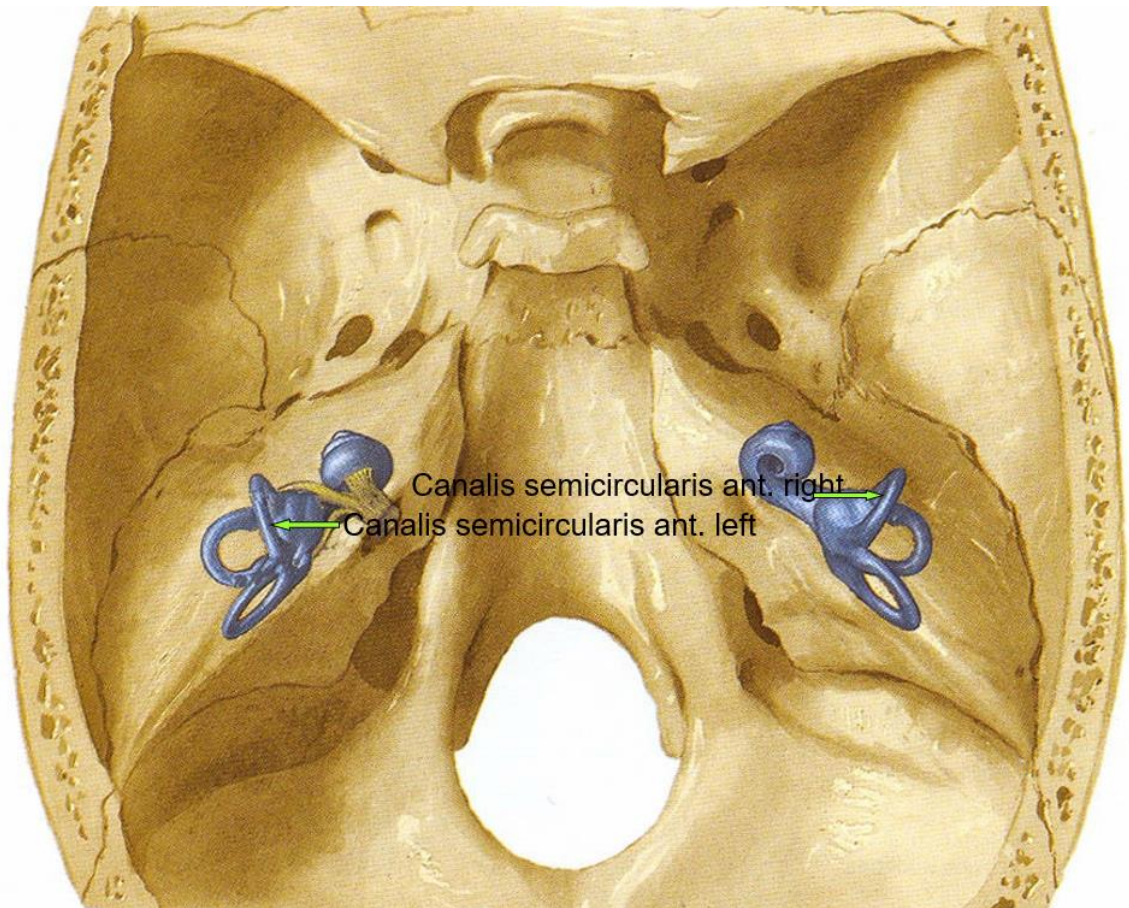
47. ábra Koponya pontjai alulról⁴⁸

⁴⁸ Forrás: szerkesztette a szerző



48. ábra Koponyai pontjai felülről metszetben⁴⁹

⁴⁹ Forrás: szerkesztette a szerző



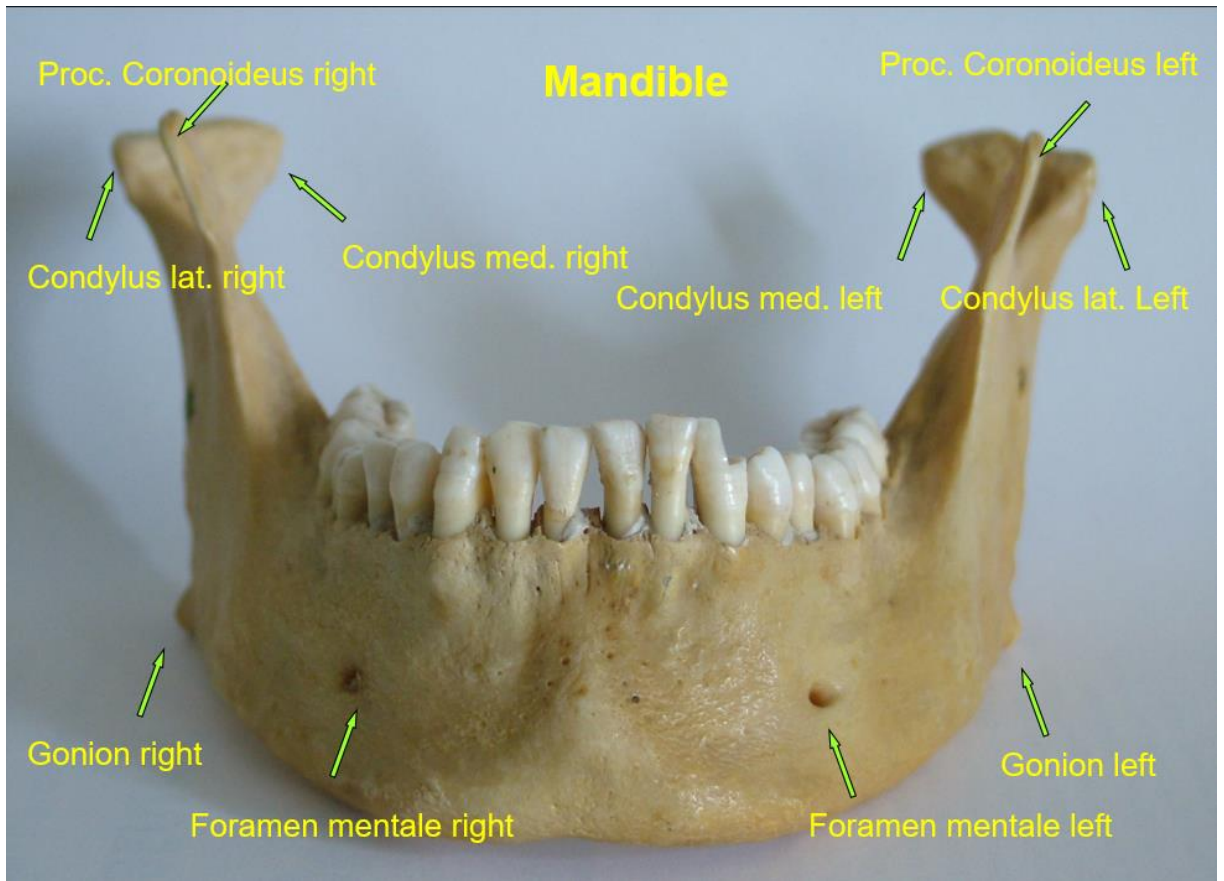
49. ábra Fül félkörös ívjárata⁵⁰

⁵⁰ Forrás: szerkesztette a szerző



50. ábra C2 nyakcsigolya nyúlványa⁵¹

⁵¹ Forrás: szerkesztette a szerző



51. ábra Állkapocs pontjai⁵²

⁵² Forrás: szerkesztette a szerző

KÖSZÖNETNYILVÁNÍTÁS

Mindenekelőtt szeretném megköszönni témavezetőmnek, Dr. Schuster Györgynek, hogy nagy szakértelemmel és segítséggel segítette a dolgozatom megírását, hogy megadta azokat az apró impulzusokat, amelyekre szükségem volt a munkám folytatásához vagy tökéletesítéséhez.

Köszönettel tartozom Dr. Vízkelety Tamásnak, hogy az ortodoncia rejtelemibe bevezetett, illetve állandó kísérletező kedve miatt új és új kihívások, megoldandó feladatok elé állított. Valamint megszervezte, hogy mindig legyen elegendő orvos, aki el tudta végezni az anatómiai képletek azonosítását és ezzel nyersanyagot szolgáltatott a számításaimhoz.

Köszönöm elő opponenseimnek, Dr. Varga Péter Jánosnak, és Dr. Huszár Tamásnak, hogy tanácsaikkal segítettek, illetve véleményeikben építő jellegű kritikát adtak.

Szeretném megköszönni a Doktori Iskola adminisztrátorainak, Farkasné Hronyecz Erikának és Lévay Katalinnak a segítséget: mindig segítőkészek voltak és pontos információkkal láttak el.