



Neumann János Egyetem
Műszaki és Informatikai
Kar

Emberi állkapocs magas minőségű geometriai rekonstrukciója

High quality geometric reconstruction
of the human mandible

Papp Klaudia
VRMKRA

Dr. Piros István Attila, egyetemi docens

2024

Tartalomjegyzék

BEVEZETÉS	7
1. ORVOSGEOMETRIAI REKONSTRUKCIÓS MEGOLDÁSOK	9
1.1. GEOMETRIAI REKONSTRUKCIÓK NURBS-GÖRBÉKKEL.....	11
1.2. GEOMETRIAI REKONSTRUKCIÓK BÉZIER-GÖRBÉKKEL.....	12
1.3. GEOMETRIAI REKONSTRUKCIÓK PET SEGÍTSÉGÉVEL	13
1.4. GEOMETRIAI REKONSTRUKCIÓK CGA SEGÍTSÉGÉVEL	13
2. A SZÁMÍTÓGÉPES TOMOGRÁFIÁS KÉPEK FELDOLGOZÁSÁNAK MENETE	15
2.1. SAJÁT CT FELVÉTEL	16
3. A CT FELVÉTEL SZEGMENTÁLÁSA	21
4. AZ ALSÓ ÁLLKAPOCS 3D-S PARAMETRIKUS REKONSTRUKCIÓJA	25
4.1. AZ ÁLLKAPOCS RÉTEGEKRE BONTÁSA	31
5. SZILÁRDSÁGTANI SZIMULÁCIÓK	37
5.1. ANYAGTULAJDONSÁGOK MEGHATÁROZÁSA	40
5.2. SZIMULÁCIÓS EREDMÉNYEK	41
5.2.1. <i>Teljes deformáció</i>	41
5.2.2. <i>Egyenértékű feszültség</i>	42
ÖSSZEFOGLALÁS	46
SUMMARY	48
ÁBRAJEGYZÉK	50
IRODALOMJEGYZÉK	51

Bevezetés

Jelen tanulmány egy valós CT-felvétel alapján készített emberi alsó állkapocs magas minőségű visszamodellezését és a lehetséges végelelemes analízis (FEA) módszereit mutatja be. Az emberi állkapocs részletes geometriai rekonstrukciója kiemelt fontossággal bír az orvosi és biomechanikai kutatásokban, mivel alapot biztosít a fogpótlások, implantátumok és egyéb orvosi eszközök hatékonyságának és megbízhatóságának vizsgálatához. Az ilyen modellezési eljárások segítenek pontosan megérteni az állkapocscsont és a fogazat különböző régióinak viselkedését terhelési helyzetekben, ami hozzájárulhat az orvosi beavatkozások sikerességének javításához. A tanulmányban használt modellek egyik legfontosabb tulajdonsága a belső topológia részletes reprezentációja, amely lehetővé teszi a feszültségek és deformációk pontosabb előrejelzését a kortikális és spongiosa rétegekben.

A vizsgálat fő célja az állkapocs jó minőségű számítógépes modelljének elkészítése volt, amely pontos és folytonos spline felületekkel reprezentálja a valós anatómiai struktúrákat. Az ilyen típusú modellezési technikák jelentős előrelépést jelentenek a hagyományos, alacsony felbontású vagy leegyszerűsített modellekhez képest. A legtöbb áttekintett tanulmányban egy nagyon leegyszerűsített modellt alkalmaztak, amelyben az állkapocs különböző rétegeit és a fogak szerkezetét nem kezelték külön-külön. Ez jelentősen korlátozza a biomechanikai szimulációk megbízhatóságát és pontosságát.

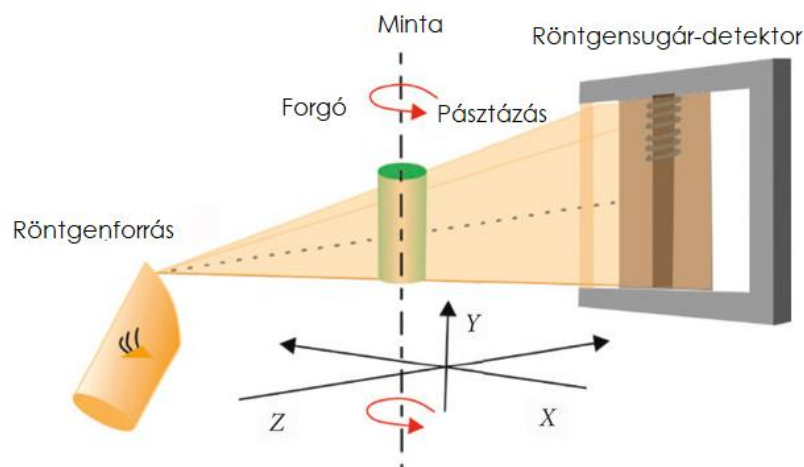
Ebben a vizsgálatban a visszamodellezési folyamat az állkapocs különböző rétegeinek (például kortikális csont, szivacsos csont, foggyökerek) precíz elkülönítésére és rekonstruálására összpontosított. Ez a megközelítés lehetővé tette, hogy a 3D modell ezen szilárd részein a végelelemes analízis során különböző anyagtulajdonságokat alkalmazzunk, ezzel közelebb hozva az eredményeket a valós biomechanikai viselkedéshez.

Az állkapocs-modell előállításánál során a legkorszerűbb NURBS-alapú (Non-Uniform Rational B-Splines) technológiákat használtuk, amelyek garantálják a magas felbontású, hibátlan topológiájú geometriai modellek előállítását. Ez a megközelítés lehetővé teszi, hogy a modellből rugalmas paraméterezésű, végelelemes hálót hozzunk létre, amely megfelel a különböző biomechanikai szimulációk igényeinek. A NURBS-görbékkel, és felületekkel elkészített geometriával minimalizálhatóak az interpolációs hibák, így a szimulációk eredményei megbízhatóbbak és pontosabbak lettek. A modell alkalmazása révén részletesen vizsgálhatók a fogpótlások biomechanikai tulajdonságai, például a terheléseloszlás, a deformációk és a feszültségkoncentrációk egy élő biológiai környezetben.

A tanulmány fontos lépés lehet az orvosi kutatások és a fogászat területén, mivel hozzájárulhat az egyedi betegspecifikus kezelések tervezéséhez, az implantátumok hosszú távú stabilitásának javításához, és a fogpótlási technológiák továbbfejlesztéséhez.

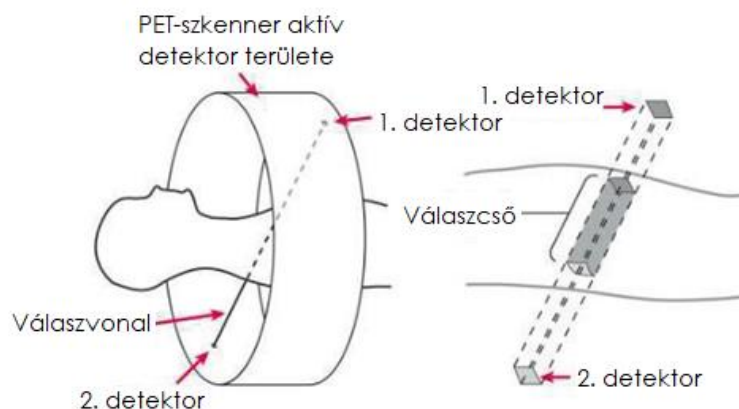
1. Orvosgeometriai rekonstrukciós megoldások

Az orvosi képalkotásban a geometriai rekonstrukciók elengedhetetlenek az anatómiai struktúrák és a szövetek funkcionális tulajdonságainak megjelenítéséhez és elemzéséhez [9]. Ezek a rekonstrukciók lehetővé teszik a térbeli struktúrák pontos modellezését a különböző képalkotási módokból származó adatok alapján. Az orvosi geometriai rekonstrukciók osztályozása több szempontból is megközelíthető [10]. Az egyik gyakori megközelítés a rekonstrukciós módszer típusa alapján történő osztályozás. A komputertomográfias (CT) rekonstrukciók például röntgenelnyelési adatokat használnak a CT-képeken látható térbeli struktúrák és szövetek rekonstruálásához (1. ábra).

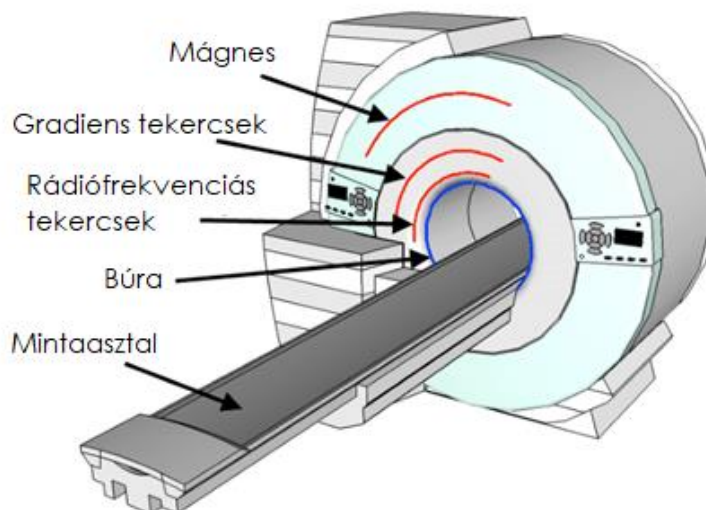


1. ábra: A röntgen-CT képalkotás elvi ábrája [26]

A pozitronemissziós tomográfias (PET) rekonstrukciók (2. ábra) ezzel szemben az izotópok eloszlását és aktivitását modellezik és rekonstruálják a PET-képek alapján, míg a mágneses rezonanciás képalkotás (MRI) rekonstrukciói (3. ábra) a mágneses mezőkben mért jeleket használják a szövetek térbeli elrendeződésének rekonstruálásához [3]



2. ábra: A pozitronemissziós tomográfias (PET) képalkotás elvi ábrája [7]



3. ábra: MRI-készülék elvi ábrája [13]

Egy másik osztályozási módszer az alkalmazott rekonstrukciós algoritmus típusán alapul. Az iteratív rekonstrukciók iteratív módon határozzák meg a rekonstruált képet a mért adatokhoz illeszkedően, rugalmasságot és pontosságot kínálva, míg az analitikus rekonstrukciók előre meghatározott analitikus képleteket használnak a gyorsabb, de potenciálisan kevésbé alkalmazkodó képrekonstrukcióhoz. A rekonstrukciós módszerek a céljuk szerint is kategorizálhatók. Az anatómiai rekonstrukciók az emberi test anatómiájának rekonstruálására összpontosítanak, mint például az agy vagy a szív, míg a funkcionális rekonstrukciók a szöveti vagy szervi funkciók, például az anyagcsere vagy a véráramlás térbeli reprezentációját célozzák [12]. Ezen kívül a rekonstrukciós módszerek az alkalmazott matematikai és fizikai elvek alapján is osztályozhatók. A lineáris rekonstrukciók lineáris modelleket használnak a képrekonstrukcióhoz, míg a nemlineáris rekonstrukciók nemlineáris modelleket alkalmaznak, amelyek nagyobb rugalmasságot biztosítanak az összetett adatok kezeléséhez.

Ezen osztályozások megértése segíti az optimális rekonstrukciós módszer kiválasztását az adott képalkotási feladatokhoz, ezáltal javítva az orvosi diagnózisok és kezelések pontosságát és alkalmazhatóságát.

A visszamodelllezési módszer (reverse engineering) és a végelem-elemzés (FEA) jól alkalmazható erre a vizsgálatra, mivel lehetővé teszi az állkapocs pontos rekonstrukcióját és részletes modellezését CT-felvételek alapján. A visszamodelllezés lehetővé teszi az állkapocs összetett geometriájának pontos megragadását, biztosítva, hogy a modell a valódi anatómiai struktúrát tükrözze. A végelem-elemzés továbbá azzal járul hozzá, hogy lehetővé teszi az

állkapocs mechanikai viselkedésének szimulálását és elemzését különböző körülmények között, betekintést nyújtva a feszültségeloszlásba és a szerkezeti integritásba [5]. Ezek a módszerek együttesen megkönnyítik a fog-csont kapcsolat átfogó megértését, támogatva az állkapocs biomechanikai tulajdonságainak pontos modellezésére és elemzésére irányuló kutatási célokat [8].

1.1. Geometriai rekonstrukciók NURBS-görbékkel

A NURBS (Non-Uniform Rational B-Splines) görbék és felületek széles körben használt matematikai eszközök a számítógépes grafika és a CAD-modellezés területén, különösen olyan alkalmazásokban, ahol precíziós geometriai rekonstrukcióra van szükség. A fogászati kutatásban és biomechanikai modellezésben kiemelt jelentőségűek, mivel lehetővé teszik bonyolult anatómiai struktúrák, például az állkapocs vagy a fogak nagy pontosságú modellezését, amely elengedhetetlen a későbbi szimulációkhoz és elemzésekhez.

A NURBS-görbék paraméteres formában leírt görbék, amelyek rugalmasságuknak és precizitásuknak köszönhetően rendkívül népszerűek. A görbék meghatározása kontrollpontok, súlyok és egy bázisfüggvényekből álló csomópontsor segítségével történik. Ezek az elemek biztosítják, hogy a görbék szabadon alakíthatók legyenek, ugyanakkor pontosan reprezentálják az alapul szolgáló geometriát. A NURBS egyik legnagyobb előnye, hogy képes racionális formában leírni olyan szabályos görbéket is, mint például a kör vagy ellipszis, miközben komplex szabadformájú görbék és felületek modellezésére is alkalmas.

A NURBS-alapú geometriai rekonstrukció egyik legfőbb előnye, hogy kiváló minőségű, hibamentes térfogati modelleket biztosít, amelyek optimálisak a végesselemes háló generálásához. Ellentétben a háromszögeléses (tesszalált) modellekkel, a NURBS-modellek lehetővé teszik a végesselemes háló paramétereinek szabadabb konfigurálását, így a háló finomsága és sűrűsége az adott szimuláció igényeihez igazítható.

A NURBS módszer egységes keretet biztosít a görbék és felületek ábrázolásához, és olyan CAD-szoftverek, mint például a CATIA, az UG és az Alias, geometriai modelljeinek matematikai alapját képezi. A Bézier- és B-spline-görbék pedig a NURBS speciális eseteiként értelmezhetők [25]. A NURBS felület definíciója:

$$P(u, w) = \frac{\sum_{i=0}^n \sum_{j=0}^m B_{i,k}(u) B_{j,l}(w) W_{i,j} V_{i,j}}{\sum_{i=0}^n \sum_{j=0}^m B_{i,k}(u) B_{j,l}(w) W_{i,j}} \quad (1)$$

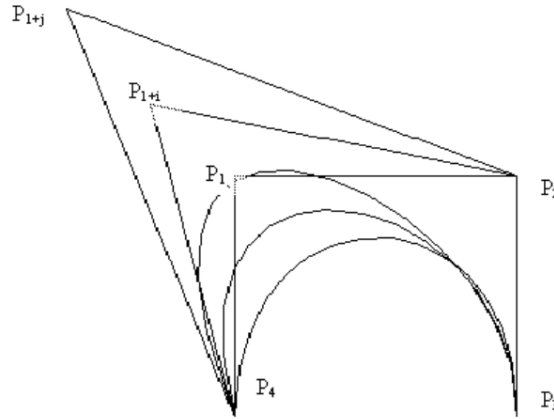
$$u \in [0,1] \quad (2)$$

Ahol $V_{ij}(i = 0,1,2, \dots, n; j = 0,1,2, \dots, m;)$ az adott jellemzőrács fix pontjának pozícióvektora; $W_{i,j}$ a megfelelő csúcs súlytényezője. Ezek közül az alapfüggvény rekurziós képlete a következő:

$$B_{j,0}(u) = \begin{cases} 1, & u_i \leq u \leq u_{i+1} \\ 0, & \text{egyéb} \end{cases} \quad (3)$$

1.2. Geometriai rekonstrukciók Bézier-görbékkel

A Bézier-görbék kulcsfontosságúak az orvosi képrekonstrukcióban, mivel képesek görbét simán és pontosan illeszteni a képek pontjaihoz vagy kontúrjaihoz [14]. A Bézier-görbe kontrolpontok által meghatározott, minimum harmadfokú, parametrikus, folyamatos görbe, kezdő- és végpontja érintőlegesen fut a kontrolpontok által meghatározott poligonhoz (4. ábra) [2].



4. ábra: Harmadfokú Bézier görbe, négy kontrolponttal [2]

A 4. ábrán látható Bézier-görbék kontrolpontjai a következő egyenletekkel számítható ki:

$$Q(u) = \sum_{i=0}^3 P_i B_i(u) \quad (4)$$

$$B_{0,3}(u) = (1 - u)^3 \quad (5)$$

$$B_{1,3}(u) = 3u(1 - u)^2 \quad (6)$$

$$B_{2,3}(u) = 3u^2(1 - u) \quad (7)$$

$$B_{3,3}(u) = u^3 \quad (8)$$

$$\text{Ahol } 0 \leq u \leq 1$$

A folyamat jellemzően több lépésből áll, kezdve a kép mentén lévő pontok kiválasztásával, ahol a görbét illeszteni kell. Miután ezeket a pontokat azonosítottuk, a Bézier-görbét a kiválasztott pontok összekapcsolásával és a görbe alakjának kialakításához

és simításához szükséges vezérlőpontok elhelyezésével illesztjük a görbére. A görbeillesztési folyamat során a Bézier-görbe paramétereit a kiválasztott pontokhoz kell igazítani. A görbe illesztése után általában szükség van a görbe értékelésére és finomítására a simaság és a pontosság javítása érdekében a vezérlőpontok módosításával. Az illesztett Bézier-görbék ezután különböző feladatokban, például képszegmentálásban és kontúrmegrajzolásban alkalmazhatók, megkönnyítve a struktúrák pontos rekonstrukcióját az orvosi képeken, ami kulcsfontosságú a diagnosztikában és a sebészeti tervezésben.

1.3. Geometriai rekonstrukciók PET segítségével

Az iteratív PET-képrekonstrukció egy másik fejlett technika, amely a hagyományos módszerekhez képest javítja a pontosságot és a képminőséget a radiotrakerek eloszlásának és aktivitásának iteratív finomításával. A folyamat a PET-detektorok által mért adatok előkészítésével kezdődik, amelyek a vizsgált területen lévő radiotrakerek aktivitását jelzik. A rekonstrukciós algoritmus az aktivitáseloszlás kezdeti becslésével indul, és folyamatosan frissíti a képet, hogy jobban illeszkedjen a mért adatokhoz. Ez az iteratív folyamat addig ismétlődik, amíg a rekonstruált kép közel nem kerül a tényleges adatokhoz. Az iteratív PET-rekonstrukciók különösen hasznosak különböző orvosi alkalmazásokban, például a rákkutatásban és -kezelésben, ahol a tumor helyének és aktivitásának pontos képalkotása kulcsfontosságú. Értékesek továbbá az idegrendszeri képalkotásban az olyan neurológiai betegségek, mint az Alzheimer-kór diagnosztizálásában és nyomon követésében, valamint a kardiológiában a szívizomaktivitás és a véráramlás értékelésében. Az iteratív PET-rekonstrukció tehát létfontosságú a pontos és megbízható képek előállításához, amelyek jelentősen hozzájárulnak a betegségek korai felismeréséhez és a hatékony kezelés tervezéséhez.

1.4. Geometriai rekonstrukciók CGA segítségével

A konformális geometriai algebra (CGA) egy olyan algebrai geometriai ág, amely a térbeli transzformációkat és műveleteket algebrai úton írja le. Az orvosi képalkotás területén a konformális geometriai algebra alapú technikák egyre nagyobb szerepet kapnak, mivel lehetővé teszik a térbeli formák és struktúrák pontosabb és hatékonyabb modellezését és reprezentálását. Az ilyen technikák általános működése több lépésben zajlik.

Elsőként a konformális geometriai modellek létrehozása történik. A CGA segítségével matematikai modelleket és reprezentációkat hozhatunk létre az orvosi képeken látható

objektumok, struktúrák és formák térbeli elrendezésére és geometriájára vonatkozóan. Ezek a modellek lehetőséget nyújtanak az anatómiai struktúrák pontosabb és részletesebb leírására, ami elengedhetetlen a diagnózis szempontjából.

A következő lépés az orvosi képek szegmentálása és regisztrációja. A konformális geometriai algebra alkalmazása lehetővé teszi a képi részletek és struktúrák hatékonyabb és pontosabb szegmentálását, valamint a különböző képek regisztrációját és illesztését. Ez a lépés kritikus fontosságú az anatómiai struktúrák és térfogatok precíz megjelenítése és elemzése szempontjából, mivel így a különböző képi adatforrások összehasonlíthatóvá és integrálhatóvá válnak.

A harmadik lépés a képek feljavítása és helyreállítása. A konformális geometriai algebra által lehetővé tett matematikai transzformációk és műveletek alkalmazhatóak a képek minőségének javítására és a képek helyreállítására. Ez magában foglalhatja a képek élesítését és a kontraszt növelését, amelyek révén a vizsgálati képek jobb minőségűek és részletgazdagabbak lesznek. Ezek a műveletek jelentősen hozzájárulhatnak a képi információk pontosabb értelmezéséhez.

A konformális geometriai algebra alapú modellek és reprezentációk segítségükre lehetnek az orvosoknak az anatómiai struktúrák és patológiák pontosabb értelmezésében és diagnózisában. Ez különösen fontos a betegségek korai felismerése és kezelése szempontjából, hiszen az ilyen típusú technológiák révén javulhat az orvosi döntéshozatal minősége.

Az ilyen technikák előnyei közé tartozik a megnövekedett pontosság, a jobb térbeli megértés és a hatékonyabb képalkotás. Ezek a technológiák fontos jövőbeli fejlődési irányt képviselnek az orvosi képalkotás terén, amelyek hozzájárulhatnak a diagnosztika és terápia fejlődéséhez, valamint a betegségek jobb megértéséhez és kezeléséhez.

2. A számítógépes tomográfias képek feldolgozásának menete

A komputertomográfias (CT) képek a testrészek vagy szervek részletes ábrázolásai, amelyeket CT-vizsgálatok során készítenek. Ezek a képek röntgensugárzás segítségével készülnek, amelyet a különböző szövetek és szervek különböző mértékben nyelnek el [11]. Az összegyűjtött adatokat számítógép dolgozza fel, és 3D-s vagy 2D-s képekké alakítja át, amelyeket az orvosok egészségügyi problémák diagnosztizálására és kezelésére használnak [23]. A CT-felvételek feldolgozása több lépést foglal magában, hogy értékes információkat nyerjenek ki a vizsgált területről vagy szervekről.

Az első lépés az adatgyűjtés és a felvételek előkészítése. A CT-vizsgálatok során a vizsgált területen áthaladó röntgensugarak mérései készülnek, és ezeket az adatokat digitálisan rögzítik, hogy a további feldolgozáshoz több keresztmetszeti képet készítsenek. Ezt követi a képjavítás és a rekonstrukció, amely magában foglalja a zajcsökkentést, a kép élesítését és a rekonstrukciós algoritmusok alkalmazását, hogy a keresztmetszeti adatokból háromdimenziós képeket hozzanak létre.

Ezután következik a képszegmentálás, ahol a feldolgozott CT-felvételeket különböző régiókra vagy struktúrákra osztják, lehetővé téve a különböző szervek vagy szövetek elkülönítését és térbeli elrendezésük pontosabb meghatározását. A különböző időpontokban vagy különböző modalitásokkal készült CT-felvételek összehasonlításához gyakran szükség van a képregisztrációra és -igazításra, ami lehetővé teszi az időbeli változások nyomon követését és a képek közötti egyezések vagy eltérések meghatározását.

A feldolgozott CT-felvételek elemzésével az orvosok kritikus információkat kapnak a vizsgált terület vagy szervek állapotáról, ami segíti a diagnózis felállítását és a kezelés tervezését. A feldolgozott CT-képek mennyiségi elemzése és kutatása lehetővé teszi az anatómiai és patológiai jellemzők értékelését, a terápiás hatékonyság becslését és a betegség prognózisának előrejelzését. A feldolgozási technikák fejlődésével egyre pontosabb és informatívabb képek készíthetők, amelyek elengedhetetlenek a betegek egészségének kezeléséhez és javításához [11].

A CT és a mágneses rezonanciás képalkotás (MRI) során a képek a vizsgált tér meghatározott régióit reprezentáló voxelekből állnak, amelyek részletes információkat tartalmaznak a vizsgált szövetekről vagy szervekről. A voxel mérete és felbontása határozza meg a kép részletességét és térbeli felbontását: minél kisebb a voxel, annál részletesebb a kép, ez azonban növeli a képfeldolgozással és a tárolással szembeni követelményeket.

A voxelalapú morfometria egy olyan képfeldolgozási módszer, amely a képalkotásban voxelelemeket használ. Ez a módszer lehetővé teszi az agy vagy más szervek morfológiájának és méretének kvantitatív elemzését. A folyamat az adatgyűjtéssel és -előkészítéssel kezdődik, ahol a CT- vagy MRI-vizsgálatok digitálisan rögzítik a szervek és struktúrák háromdimenziós elrendezését. A képjavítás és -feldolgozás élesítést és egyéb technikákat foglal magába a képek további elemzésre való optimalizálása érdekében [1].

Ezután szegmentálási módszereket alkalmaznak az érdeklődésre számot tartó szervek és struktúrák elkülönítésére, a különböző térfogati elemek, például agyi régiók, daganatok vagy más anatómiai struktúrák azonosítására. A morfometriai elemzés ezeket a szegmentált térfogati elemeket olyan mennyiségi jellemzőkkel jellemzi, mint a térfogat, a felszín, az alak vagy más morfológiai paraméterek, lehetővé téve az összehasonlítást és az értékelést különböző kóros állapotokban vagy betegségekben. A kvantitatív morfometriai adatok statisztikai elemzése segít feltárni a szervezetben bekövetkező változásokat, például az öregedés vagy a betegségek miatt bekövetkező változásokat.

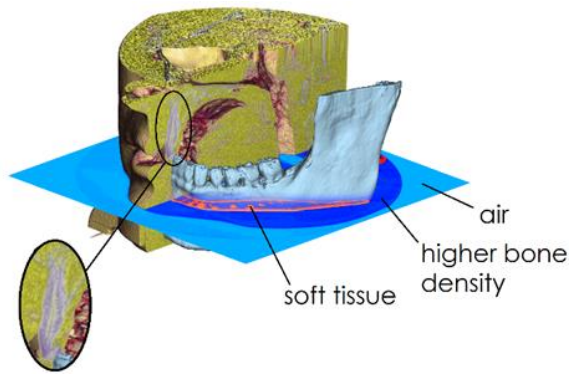
A voxelalapú morfometriát széles körben használják a neurológiai kutatásban, az idegrendszeri betegségek diagnosztikájában és monitorozásában, valamint a terápiás hatékonyság értékelésében. A módszer részletes információkat szolgáltat a szervek és struktúrák anatómiájáról, hozzájárulva a betegségek megértéséhez és kezeléséhez [1].

2.1. Saját CT felvétel

A jelen tanulmány célja egy valós CT-felvétel alapján készített, magas minőségű háromdimenziós számítógépes modell előállítása, amely a későbbiekben alkalmas alapot biztosíthat implantátumok beültetésének szilárdságtani szimulációs elemzéséhez.

Ehhez egy valós személy felső és alsó állkapcsáról, valamint fogsoráról készítettünk CT-felvételt a Szegedi Tudományegyetemen Fogorvostudományi Karán.

A szkenneléshez egy Gendex GXDP-800 készüléket használtunk, majd a CT-kép feldolgozásához a Gendex VixWin Platinum klinikai szoftvert használtuk. A rekonstrukció célja az volt, hogy jó minőségű modellt kapjunk, amelyet a jövőben szimulációs vizsgálatoknak vethetünk alá. Az 5. ábra a CT-felvétel alapján 1:1 arányban rekonstruált állkapcsot és alsó fogsorokat mutatja. A szkennelt állkapocs 107,7 mm széles, 72,5 mm magas és 83,1 mm mély.



5. ábra: Az állkapocs és az alsó fogsor elvi modellje CT-vizsgálat alapján

A vizualizációt CT szegmentáló szoftverrel végeztük. Az 5. ábra bal oldalán a CT-felvétel látható. A CT-vizsgálat alaposan letapogatja az alakot, és mindenhol, ahol anyagot észlel, pontokat rögzít, így egy háromdimenziós képet kapunk. A 2D-s képekkel ellentétben, amelyek pixelekből állnak, a CT-felvételek térbeli pontokból, úgynevezett voxelekből állnak, ami azt jelzi, hogy 3D pontokból áll. A voxelek nagyon kis kiterjedésűek, körülbelül egy tized milliméteresek, ami rendkívül sűrű ábrázolást eredményez. Az 5. ábrán a voxelek színkóddal vannak jelölve. A CT-vizsgálatokon minden egyes ponthoz egy árnyalatot rendelnek, jellemzően szürkeárnyalatban. Az általunk használt orvosi szoftver azonban képes meghatározni az egyes szürkeárnyalatokhoz tartozó anyagi tulajdonságokat [16].

Az 5. ábrán a szürke területek az általunk meghatározott anyagtulajdonságoknak megfelelően csontos struktúrákat jelölnek, a lágyrészek sárga színnel jelennek meg, a határokat pedig kiemelkedő piros vagy sárga szélékkel jelöljük. Az ábra tehát egy voxel tömböt ábrázol, amely bármely ponton szelelhető. Szegmentálással a voxel tömb egy adott része izolálható, esetünkben például egy fog. A szegmentált fog az 5. ábrán egy nagyított területen is látható. A nagyításban a nagyobb csontsűrűségű régiót mutatja a világosabb szürke színnel, amelyet kérgi csontnak nevezünk, a szivacsos csontot a sötétebb szürke színnel, az idegeket tartalmazó lágyrészeket pedig a sárga színnel. A szegmentálás a meghatározott tulajdonságokkal rendelkező részek elkülönítésének folyamatára utal, és csak azokat a voxeleket tartja meg, amelyek a magas csontsűrűségű régiókat, például a fogzománcot és a kortikális csontot képviselik [15].

A korábban említett orvosi szoftverekben az orvosok keresztmetszeti nézeteket vizsgálnak. Az 5. ábra alján egy ilyen keresztmetszet példája látható. Ez a metszet szintén szegmentálás eredménye, de kontrasztosabb színsémát használ: az összes lágyszövet kék színnel, míg a nagy csontsűrűségű területek piros és sárga színnel jelennek meg. Az

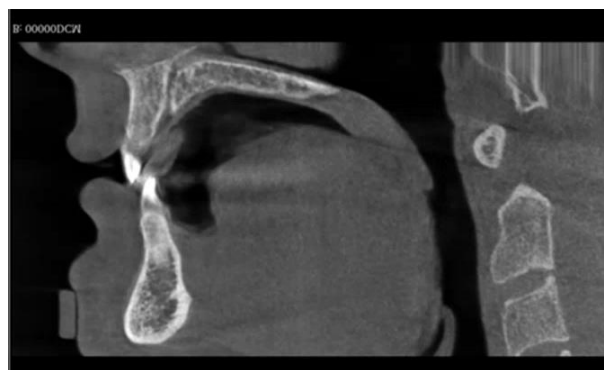
alacsonyabb sűrűségű csontterületek piros, a nagyobb sűrűségű területek pedig sárga színnel jelennek meg.

A CT-szoftver lehetővé teszi a szegmentálási beállításokat, amelyek még egy keresztmetszeten belül is megkülönböztetik a különböző tulajdonságú voxeleket [24]. Ezért a szegmentálás megfelelő beállításával a 2D keresztmetszetekben a különböző tulajdonságú területek eltérő színekkel jelennek meg.

A rögzített CT-felvételek lehetőséget nyújtanak az anatómiai struktúrák részletes háromdimenziós megjelenítésére és elemzésére. A vizsgálatához használt adatok, amelyek egy valós személy felső és alsó állkapcsáról, valamint fogazatáról készített CT-felvételeken alapulnak, feldolgozása során a képeket három fő sík mentén vizsgáltuk meg: szagittális, axiális és koronális síkokban [24]. Az így készült metszetek lehetővé teszik az állkapocs és a fogazat szerkezeti sajátosságainak pontos elemzését.

A 6., 7. és 8. ábra létrehozásakor különös figyelmet fordítottunk a nagy csontsűrűségű régiók egyértelmű elhatárolására.

A szagittális sík az anatómiai struktúrákat balról jobbra osztja fel, ezáltal részletesen vizsgálható az állkapocs hosszanti keresztmetszete, beleértve a foggyökerek elhelyezkedését, a csontállomány vastagságát, valamint az esetleges anatómiai rendellenességeket [24]. Ezen a síkon különösen jól azonosíthatók a foggyökerek és a mandibula belső rétegei (6. ábra).



6. ábra: Az állkapocs szagittális metszete a CT felvételen

Az axiális sík vízszintes irányban metszi az anatómiai struktúrákat, így a felső és alsó állkapocs keresztmetszeti képeit láthatjuk. Ez a sík különösen alkalmas a fogak és az állkapocs szerkezetének térbeli elhelyezkedésének vizsgálatára, valamint a csontok belső

szerkezetének elemzésére. A fogazat és az állkapocscsont elhelyezkedése az axiális metszeteken részletesen nyomon követhető (7. ábra).



7. ábra: Az állkapocs axiális metszete a CT felvételen

A koronális sík előlről hátrafelé metszi az állkapocs struktúráit, amely lehetőséget biztosít a fogak és a mandibula szélességének, valamint az állkapocs ízületeinek vizsgálatára. Ez a nézet szintén hasznos a szimmetria vizsgálatához és az egyes csontszerkezetek állapotának értékeléséhez (8. ábra).



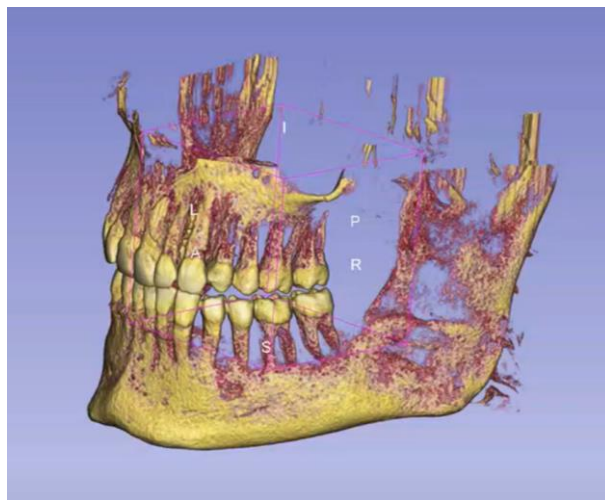
8. ábra: Az állkapocs koronális metszete a CT felvételen

Az ezen a három sík mentén készült metszetek lehetőséget adnak az állkapocs és a fogazat rétegeinek pontos feldolgozására, amely elengedhetetlen a modell alapjául szolgáló geometriai rekonstrukcióhoz. A képek feldolgozását követően a metszetek alapján készült 3D modell egyaránt tartalmazza a csontok és a fogak felszíni és belső rétegeit, ezzel biztosítva az anatómiai pontosságot és a biomechanikai szimulációk megbízhatóságát.

A CT-felvételek feldolgozása során a térbeli modell kinyerésére a Gendex VixWin Platinum klinikai szoftvert használtuk, amely széles körben alkalmazott eszköz a fogorvostudomány területén. Ez a szoftver lehetővé teszi a CT-adatok részletes elemzését és vizsgálatát, valamint a felvételek térbeli rekonstrukcióját, amely elengedhetetlen az anatómiai struktúrák pontos megértéséhez és a későbbi biomechanikai szimulációkhoz.

A Gendex VixWin Platinum egyik kiemelkedő funkciója a folyamatos lebontási eljárás, amely során a modellből a lágy szövetek és a csontos szövetek különválaszthatók. Ez a funkció azért különösen előnyös, mert lehetővé teszi a csontos struktúrák – például az állkapocs és a fogak – pontos és részletgazdag megjelenítését anélkül, hogy a lágy szövetek jelenléte zavart okozna az elemzés során.

A lebontási eljárás során a szoftver automatikusan azonosítja a különböző szövetek sűrűségi eltéréseit, és ezek alapján különíti el az egyes rétegeket. Ez a folyamat nemcsak vizuális szempontból hasznos, hanem a későbbi geometriai rekonstrukciók pontosságát is javítja. A csontok és fogak pontos izolálásával a modell alkalmasabbá válik olyan biomechanikai szimulációkhoz, amelyek például implantátumok beültetésének tervezésére vagy az állkapocscsont mechanikai viselkedésének vizsgálatára irányulnak. Az általam használt CT felvételen is alkalmaztam a szoftver ezen funkcióját, amelynek eredménye a 9. ábrán látható.



9. ábra: A CT felvétel csontos szövetekig lebontott modellje

Az így kinyert térbeli modell alapjául szolgál a további munkafolyamatokhoz, például a NURBS-alapú geometriai visszamodellezéshez, amely a dolgozat következő szakaszaiban kerül részletes bemutatásra.

3. A CT felvétel szegmentálása

A CT-felvételek szegmentálása a számítógépes geometriai rekonstrukció egyik legfontosabb lépése, amely során az anatómiai struktúrákat különálló régiókra bontjuk. Ez a folyamat elengedhetetlen ahhoz, hogy a felvételeken látható lágy- és csontos szöveteket, valamint a fogazatot elkülönítsük egymástól, és pontos, jól definiált modelleket hozzunk létre az egyes struktúrákról.

A szegmentálás célja az, hogy a felvételeken található különböző anatómiai részeket (pl. foggyökerek, állkapocscsont, ízületek) elkülönítsük egymástól, és digitális formában pontosan meghatározzuk azok határait [21]. Ez a lépés kulcsfontosságú a 3D modell előállításához, amely alapot nyújt a biomechanikai elemzésekhez, például a végeselemes analízishez. A szegmentált adatok lehetővé teszik, hogy különböző anyagtulajdonságokat rendeljünk az egyes régiókhoz, ami különösen fontos a szilárdságtani szimulációk során [6].

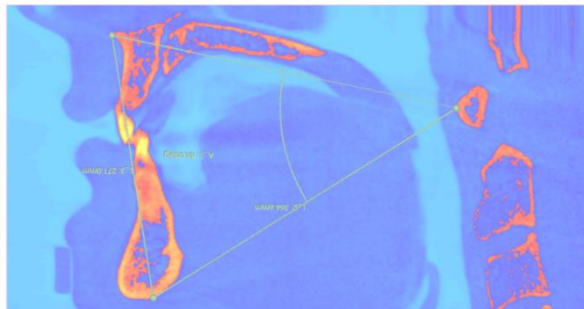
A szegmentálás folyamatában több módszer is alkalmazható, amelyek közül az alábbiak voltak relevánsak a jelen dolgozatban:

- Kézi szegmentálás: a kézi szegmentálás során a felhasználó egyenként határozza meg az érdekes régiókat a CT-felvételen. Ez a módszer nagy pontosságot biztosít, mivel lehetőség van az anatómiai struktúrák finom részleteinek pontos azonosítására. Hátránya, hogy időigényes, és nagy gyakorlati tudást igényel.
- Félautomatikus szegmentálás: a félautomatikus módszerek szoftveres algoritmusokat használnak az anatómiai határok felismerésére, miközben a felhasználó manuálisan finomíthatja a határokat. Ezek az algoritmusok például intenzitáskülönbségek vagy éldetektálási eljárások alapján működnek, és jelentősen csökkentik a szegmentálás időigényét.
- Teljesen automatikus szegmentálás: az automatikus szegmentálás során a szoftver önállóan végzi el az anatómiai régiók elkülönítését gépi tanulás, intenzitás-alapú elemzés vagy más algoritmusok segítségével. Bár ez a módszer gyors és hatékony, bizonyos esetekben kevésbé pontos, és utólagos korrekciót igényelhet [6].

A jelen diplomamunka során a CT-felvételek szegmentálása a Gendex VixWin Platinum szoftver segítségével történt. Az alábbi lépések követték egymást:

1. Előkészítés: a CT-felvételeket megfelelő formátumba konvertáltuk, majd betöltöttük a szoftverbe.
2. Intenzitásalapú szelekció: az intenzitáskülönbségek alapján a szoftver elválasztotta a lágy szöveteket a csontszövetektől.
3. Régiók azonosítása: az állkapocscsont, a fogak és más fontos régiók elkülönítése történt a kézi és félautomatikus szegmentálási funkciók segítségével.
4. Finomhangolás: a szegmentált régiókat manuálisan finomítottuk, különös tekintettel a foggyökerek és az állkapocs szerkezeti részleteire [20].

A szegmentálás folyamata alapján a 10. ábra a CT-vizsgálatból kinyert, a modelltérbe integrált szagittális szeletet mutatja.

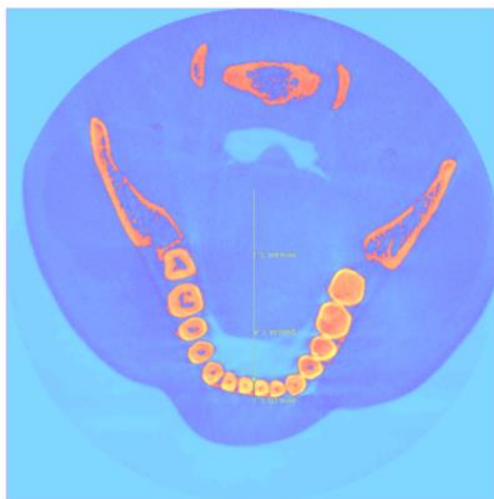


10. ábra: Az állkapocs szagittális metszete

Ez az integráció lehetővé teszi a 2D képalkotó adatok és a 3D rekonstruált modell közvetlen összehasonlítását, megkönnyítve az anatómiai struktúrák részletes vizsgálatát térbeli összefüggéseikben.

A szagittális szelet az orvosi képalkotásban használt anatómiai sík egy olyan típusa, amely a testet bal és jobb oldali szelvényekre osztja. Ez a szelet függőlegesen helyezkedik el, és a koponya szagittális varratával párhuzamosan fut. A szagittális szeletek különösen hasznosak a struktúrák és szervek hosszanti nézetben történő vizsgálatára, részletes betekintést nyújtva a test belső anatómiájába. Általában CT- és MRI-vizsgálatok során használják őket a szövetek és szervek térbeli viszonyainak és állapotának megjelenítésére és elemzésére [20].

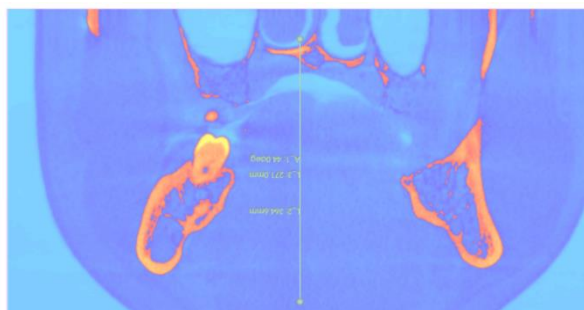
A 11. ábra az állkapocs nagy felbontású CT-vizsgálataiból kivett axiális szeletet mutatja be.



11. ábra: Az állkapocs axiális metszete

Ez a szelet keresztmetszeti képet nyújt az állkapocscsontról egy adott anatómiai szinten, bemutatva az olyan részletes anatómiai struktúrákat, mint az állkapocscsatorna, az alveoláris gerinc és a trabekuláris csontmintázat [20].

A 12. ábra az emberi állkapocs nagy felbontású CT-vizsgálataiból kivont koronális szeletet mutatja.



12. ábra: Az állkapocs koronális metszete

A CT-vizsgálaton a koronális szelet egy olyan speciális képszeletre utal, amely a fogakat körülvevő kortikális csontot mutatja. Ez a szelet részletes képet nyújt a csontszövet külső rétegéről, kiemelve annak vastagságát, sűrűségeloszlását és általános szerkezetét. A fogorvosok ezt az információt a fogak körüli kortikális csont integritásának értékelésére használják, ami kritikus fontosságú a fogak egészségének megértéséhez, az olyan műtétek tervezéséhez, mint a fogászati implantátumok, és a csontminőség értékeléséhez a különböző fogászati eljárásokhoz [20].

A szegmentálási folyamat eredményeképpen részletes, rétegekre bontott 3D modell készült, amely az állkapocscsontot, a fogazatot és a belső anatómiai szerkezeteket tartalmazza. A pontos szegmentálás lehetővé tette a különböző struktúrák különálló modellezését és anyagtulajdonságaik egyedi beállítását, ami elengedhetetlen a biomechanikai szimulációkhoz.

Ezeket a szeleteket integráltam az állkapocs átfogó 3D modelljének megalkotásához, lehetővé téve az anatómiai jellemzők holisztikus megjelenítését és elemzését.

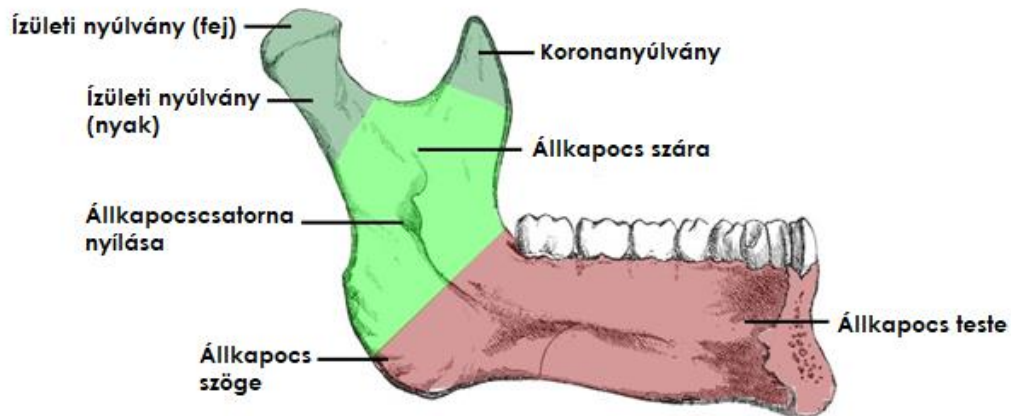
4. Az alsó állkapocs 3D-s parametrikus rekonstrukciója

A 3D-s parametrikus modellezés célja, hogy a CT-felvételekből kinyert anatómiai információk alapján olyan pontos és részletes térbeli modellt hozzak létre, amely megfelel a későbbi biomechanikai vizsgálatok és szimulációk követelményeinek. Az emberi állkapocs rekonstrukciójában különösen nagy kihívást jelent a bonyolult anatómiai felépítés és a csont belső, réteges struktúrájának részletgazdag modellezési igénye miatt.

Az emberi alsó állkapocs, vagy mandibula, a koponya egyik legfontosabb és legnagyobb mozgatható csontja, amely alapvető szerepet játszik a rágás, beszéd és légzés mechanizmusában. Az alsó állkapocs felépítése anatómiailag különböző részekre oszlik, amelyek mindegyike speciális funkcióval rendelkezik:

- Állkapocs teste (Corpus mandibulae): Az állkapocs fő, vízszintesen elhelyezkedő része, amely a fogak számára biztosít helyet. Ez a rész felelős a fogak stabilitásáért és a rágóerő továbbításáért.
- Állkapocs szöge (Angulus mandibulae): A test és a szár (ramus) találkozási pontja, amely fontos szerepet játszik a rágóizmok tapadásában. Ez a terület különösen a harapási és rágási erő hatására terhelődik.
- Állkapocs szára (Ramus mandibulae): Az állkapocs függőleges része, amely a testhez csatlakozik. Ez a szakasz biztosítja az állkapocs felemelését és oldalirányú mozgását a rágóizmok segítségével.
- Koronanyúlvány: A ramus elülső kiszögellése, amely az egyik fő rágóizom, a temporalis izom tapadását szolgálja. Ez a rész kulcsfontosságú az állkapocs emelésében.
- Ízületi nyúlvány (fej és nyak): A ramus hátsó nyúlványa, amely az állkapocs ízületének (temporomandibularis ízület) része. Ez a szerkezet felelős az állkapocs mozgathatóságáért, beleértve a nyitást, zárást és előre-hátra csúsztatást.
- Állkapocscsatorna nyílása: A ramus belső oldalán található nyílás, amelyen keresztül idegek és erek haladnak, például az alsó alveoláris ideg, amely a fogak érzékeléséért felel [4].

Az alsó állkapocs részei a 13. ábrán láthatóak.



13. ábra: Az alsó állkapocs részei

Jelen fejezet célja, hogy bemutassa azokat a lépéseket és módszereket, amelyek az alsó állkapocs parametrikus 3D modelljének elkészítését tették lehetővé. A modellkészítés során a PTC Creo 11 szoftvert alkalmaztam, amely rendkívül precíz és rugalmas eszközkészletet kínál a geometriai rekonstrukcióhoz, valamint a felületek és testek létrehozásához.

A modellezési folyamat alapját a CT-felvételek szegmentálása képezte, mely során a lágy szövetek és a csontszövetek pontos elhatárolása megtörtént. A szegmentált adatokat metszeti síkok mentén elemeztem, és a felvételek alapján olyan NURBS görbéket definiáltam, amelyek az anatómiai struktúrák finom részleteit követik. A NURBS görbék alkalmazása lehetővé tette a görbületek és alakzatok pontos definiálását a térben, miközben megőrizte a modell folytonosságát és geometriai integritását [21].

A NURBS-görbék alkalmazása lehetővé tették a szövetek sima átmeneteinek pontos lekövetését, a csontfelszínek szabálytalanságainak valós reprodukcióját, valamint a belső és külső topológia részletes megjelenítését. Ez különösen fontos olyan esetekben, amikor az állkapocs geometriája a szimulációk pontosságának egyik meghatározó tényezője.

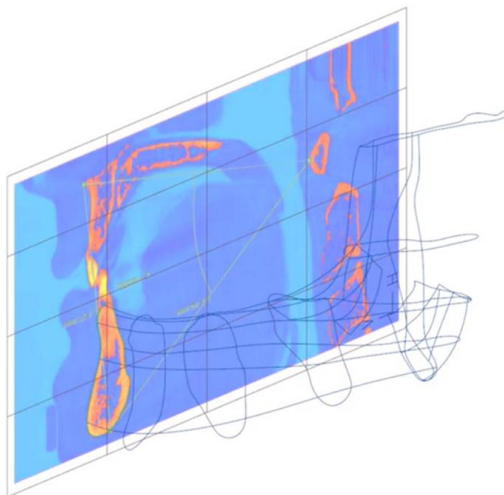
A NURBS-görbék alapját a szegmentálási folyamat során nyert kontúrok képezték. A szegmentált adatok alapján meghatároztuk a kontrollpontokat, amelyek segítségével a görbék pontosan illeszkedtek a csontfelszínekhez. A NURBS-alapú megközelítés lehetővé tette a sima, folytonos felületek létrehozását, amelyek nem tartalmaztak hibás geometriákat vagy szakadási pontokat.

A felületi modellezési szakasz során az elkészített görbékre olyan felületeket illesztettem, amelyek biztosították a részletek hiteles megjelenítését és a modell megfelelő struktúráját. Külön figyelmet fordítottam arra, hogy a felületek négyszögletesek legyenek, mivel ez a geometriai elrendezés biztosította a rekonstrukció pontosságát és a későbbi

szilárdságtani elemzésekhez szükséges hálózás egyszerűségét. Az elkészült felületmodell alapját képezte a további testmodell kialakításának, amely már alkalmas volt a biomechanikai szimulációk és egyéb kutatási célú vizsgálatok elvégzésére.

A folyamat során a réteges felépítés pontos megjelenítésére és a modell paraméterezhetőségére összpontosítottam, amely a későbbi szimulációk szempontjából kulcsfontosságú.

A 14. ábra az állkapocs metszeti nézeteiből szerkesztett görbéket szemlélteti.



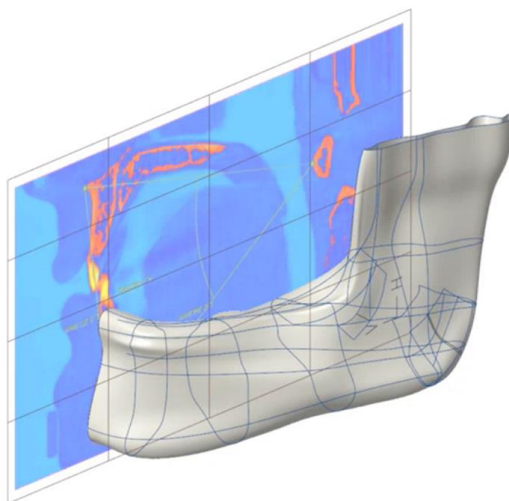
14. ábra: Az állkapocs szakaszaiból felépített görbék

Ezek a görbék mutatják az anatómiai jellemzők CT-felvételekből történő aprólékos kivonásának és finomításának folyamatát. Konkrétan olyan NURBS-görbéket ábrázolnak, amelyek szorosan megfelelnek az adott CT-szakaszokon megfigyelt kontúroknak.

A NURBS-görbék különösen alkalmasak az olyan összetett alakzatok ábrázolására, mint amilyenek a csontszerkezetekben találhatók. A görbéket olyan vezérlőpontok határozzák meg, amelyek befolyásolják alakjukat és görbületüket, és biztosítják, hogy simán és természetesen illeszkedjenek az alapul szolgáló csont anatómiájához. Azokon a területeken, ahol a görbe konkrét pontjai nincsenek meghatározva, a görbét az energiaminimalizálás elvei irányítják, hogy pontosan illeszkedjen a csont konfigurációjához.

Tanulmányomban a NURBS-görbék alkalmazása hatékonnak bizonyult az állkapocs bonyolult részleteinek megragadásában, tükrözve annak természetes kontúrjait és szerkezeti integritását. Ez a módszertani megközelítés növeli a 3D rekonstrukciónk magas minőségét, megkönnyítve a pontos biomechanikai szimulációkat, a sebészeti tervezést és a morфомetriai elemzéseket, amelyek kulcsfontosságúak a klinikai fogászat és a kutatás fejlődéséhez.

A 15. ábra az állkapocs metszeti nézeteiből szerkesztett NURBS-görbékkel generált felületeket mutatja be.

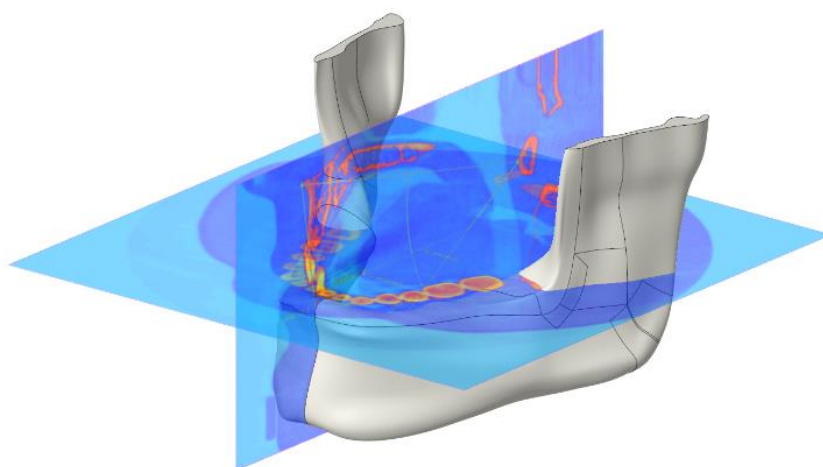


15. ábra: Az állkapocs felszíneinek metszeteiből felépített görbék

Ezen felületek létrehozásához a korábban CT-felvételekből kinyert NURBS-görbéket használtam.

A NURBS-felületek a görbék interpolációjával vagy közelítésével jönnek létre, biztosítva a sima átmeneteket és az állkapocs anatómia pontos ábrázolását. Ezek a felületek pontosan megragadják az állkapocs összetett geometriáját és görbületét, és a több metszeti nézetből származó információkat egy összefüggő 3D modellbe integrálják. A NURBS-felületek használata növeli modellünk pontosságát, lehetővé téve az állkapocs szerkezetének részletes vizualizálását és elemzését különböző orvosi és tudományos alkalmazásokhoz.

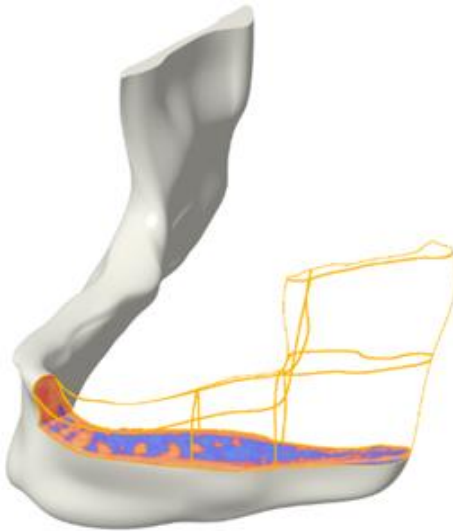
A 16. ábra az alsó állkapocs CT-felvételeiből származó szagittális, axiális és koronális szeleteket, valamint a megfelelő 3D modellt mutatja be.



16. ábra: A visszamodellezett állkapocs a szagittális, axiális és koronális metszetekkel

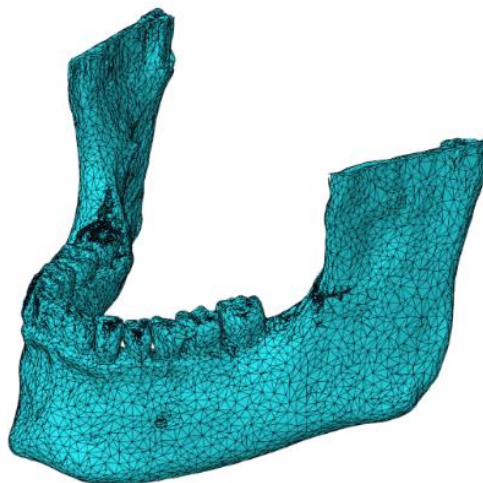
A 16. ábra jól példázza a több CT-szelet egységes 3D modellbe történő integrálásának hasznosságát, bemutatva azok együttes szerepét az alsó állkapocs morfológiájának jobb megértésében és a klinikai döntéshozatal támogatásában a fogászatban.

Az állkapocs 3D modelljét a CT-felvétel szeleteinek 3D térbe történő átvitelével hoztam létre. Ezen szeletek alapján pontokat generáltam a 3D térben, amelyeket aztán görbék formájában összekapcsoltam. Ezt követően ezeken a görbéken felületeket konstruáltam. Ezt a folyamatot a 17. ábra szemlélteti.



17. ábra: NURBS görbékkel felépített alsó állkapocs

Az elkészült modellt végül összehasonlítottam az eredeti, CT felvételtől kinyerhető modellel. Először ezt a modellt hívtam be a 3D tervezői programba, amely a 18. ábrán látható.



18. ábra: Az állkapocs CT-modellje

Ez a vizsgálat az állkapocs részletes keresztmetszeti képét adja, amelyet röntgenfelvételek segítségével rögzítenek. A CT-vizsgálat nagy felbontású képeket nyújt, amelyek lehetővé teszik a különböző szövetek és struktúrák pontos megjelenítését.

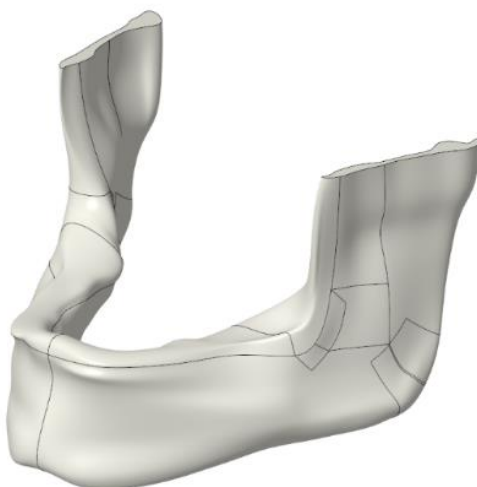
Az eredeti CT-felvételből kinyert modellre illesztettem az általam visszamodellezett alsó állkapcsot, amelyek egész pontos illeszkedését a 19. ábra szemlélteti.



19. ábra: A CT felvétel és a NURBS görbékkel rekonstruált modell együtt

Ez azt mutatja, hogy az elkészített modellem felületei megfelelően illeszkednek a CT-felvétel adataiból megjelenített hálófelülethez. Ez az összehangolás megerősíti, hogy kiváló minőségű, nagy pontosságú modellezési folyamatot valósítottam meg. Az ábra vizuálisan bizonyítja rekonstrukcióm pontosságát és magas minőségét, kiemelve technikám hatékonyságát az állkapocs megbízható 3D ábrázolásának létrehozásában.

A 20. ábra a végleges modell külső, kortikális csont felszínét mutatja be.



20. ábra: A végleges állkapocs modell

Ez a modell az állkapocs nagy csont sűrűségű régióit ábrázolja, részletes és pontos képet adva az agykérgi struktúráról. Az ebben a modellben rögzített külső felület elengedhetetlen a különböző elemzésekhez és szimulációkhoz, ami bizonyítja a rekonstrukciós eljárásunk hatékonyságát a kritikus anatómiai részletek megőrzésében.

4.1. Az állkapocs rétegekre bontása

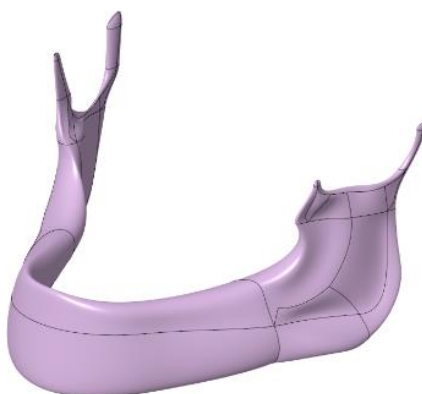
Az emberi állkapocs felépítése összetett anatómiai és anyagtudományi tulajdonságokkal rendelkezik, amelyeket pontosan modellezni kell a biomechanikai vizsgálatok és szimulációk szempontjából. Az állkapocs két fő rétegből áll: a külső kortikális (kéregállomány) rétegből és a belső spongiosa (szivacsos csontállomány) rétegből. A kortikális réteg tömörebb, nagyobb szilárdságú és merevebb szerkezetű, míg a spongiosa réteg porózusabb, könnyebb, és eltérő mechanikai tulajdonságokkal rendelkezik. E két réteg eltérő funkciókat lát el: a kortikális réteg főként a teherbírásért és az erőátvitelért felelős, míg a spongiosa réteg a csont anyagcseréjében és a belső rugalmasság biztosításában játszik szerepet.

Az alsó állkapocs rétegekre bontása a modell rekonstrukciójának és későbbi szimulációinak kritikus lépése, mivel lehetővé teszi, hogy a különböző régiókhoz eltérő anyagtulajdonságokat rendeljünk. Ez a differenciálás elengedhetetlen a valósághű szimulációkhoz, hiszen az állkapocs mechanikai viselkedésének pontos előrejelzése csak akkor lehetséges, ha figyelembe vesszük a különböző szövetek közötti anyagszerkezeti különbségeket.

A rétegek elkülönítésének alapját a korábban elkészített 3D modell képezte, amely lehetővé tette a kortikális és a spongiosa réteg pontos azonosítását és térbeli elkülönítését. Ehhez szükség volt a CT-felvételek alapos elemzésére, valamint a rétegek anatómiai határainak pontos definiálására. A rétegek elkülönítését követően a 3D modell különálló szegmensekként kezelhetővé vált, amelyekre a későbbi szimulációk során egyedi anyagtulajdonságokat lehetett alkalmazni.

A spongiosa réteget a kortikális réteg külső felületétől geometriai eltolással alakítottam ki. Ez a módszer biztosította, hogy a spongiosa réteg pontos térbeli elrendezése megfeleljen az anatómiai valóságnak, valamint megőrizte a modell folytonosságát és precizitását. Az eltolás során ügyeltem arra, hogy a spongiosa réteg pontosan kövesse a kortikális réteg alakját, ezzel elkerülve az anatómiai eltéréseket, és biztosítva a biomechanikai szimulációkhoz szükséges szerkezeti hitelességet.

A 21. ábra az alsó állkapocs CT-vizsgálatok alapján modellezett belső üregét mutatja, külön kiemelve a spongiosa régiót.



21. ábra: Az állkapocs spongiosa rétege

A szivacsos spongiosa, vagy más megnevezésén trabekuláris csont döntő szerepet játszik az állkapocs szerkezeti integritásában, mivel belső támasztékot biztosít, és hozzájárul a rugalmassághoz és rugalmassághoz. Ezzel szemben a kortikális csont védő szilárdságot és merevséget biztosít az állkapocsnak [27]. Ezen elkülönülő régiók pontos modellezésével nagyobb pontossággal és realizmussal szimulálhatunk különböző forgatókönyveket, például mechanikai terhelést vagy sebészeti beavatkozásokat.

A valóságban az állkapocs kortikális és spongiosa régiói különböző anyagi tulajdonságokkal rendelkeznek, beleértve a keménységet, a rugalmasságot és a sűrűséget. Ezek a tulajdonságok befolyásolják az állkapocs külső erőkre adott választát, és döntő fontosságúak a biomechanikai viselkedés megértéséhez különböző körülmények között. A 20. ábra jól példázza az anatómiai pontosság és az anyagi heterogenitás számítási modellekbe való integrálására irányuló megközelítésünket, amely elősegíti a klinikai fogászatban és a kapcsolódó területeken a kezelések előrejelzését és optimalizálását.

A modell részletességének és hitelességének igazolására különböző síkok mentén metszeteket készítettünk – szagittális, axiális és koronális irányokban –, amelyek így betekintést nyújtanak a belső szerkezetbe. Ezek a metszetek nemcsak az egyes rétegek (kortikális és spongiosa) helyes elrendezését és vastagságát mutatják meg, hanem a geometriai eltolás során alkalmazott módszer pontosságát is vizsgálhatóvá teszik.

A szagittális metszetek az állkapocs hosszanti irányú, oldalnézeti szerkezetét ábrázolják, míg az axiális metszetek a horizontális irányban történő átvágást mutatják be, amely az állkapocs keresztmetszeti felépítését mutatja meg.

A 22. ábra a CT-felvételekből kinyert szagittális szelet alapján létrehozott szagittális metszeti nézeti modellt mutatja.



22. ábra: Szagittális szelet az állkapocs 3D modelljén

Ez a tanulmányunkban korábban említett szagittális szelet szolgált az állkapocs 3D modelljének alapelemeként.

A szagittális szelet kritikus anatómiai részleteket és térbeli kapcsolatokat biztosított, amelyek szükségesek az állkapocs szerkezetének pontos rekonstrukciójához. Azzal, hogy a modellemben aprólékosan követtem és lemásoltam ezt a szeletet, nagyfokú pontosságot biztosítottam az állkapocs szagittális profiljának és belső felépítésének ábrázolásában. Ez magában foglalta az olyan jellemzők valóságos ábrázolását, mint az eredeti CT-felvételen látható alsó állkapocs-csontot.

A 22. ábra jól példázza a részletes képalkotási adatok felhasználására irányuló megközelítésem az állkapocs anatómia pontos 3D ábrázolásának elkészítéséhez.

A 23. ábra az állkapocs 3D modelljét ábrázolja, amelyet a CT-felvételekből kinyert axiális szelet mentén vágunk.

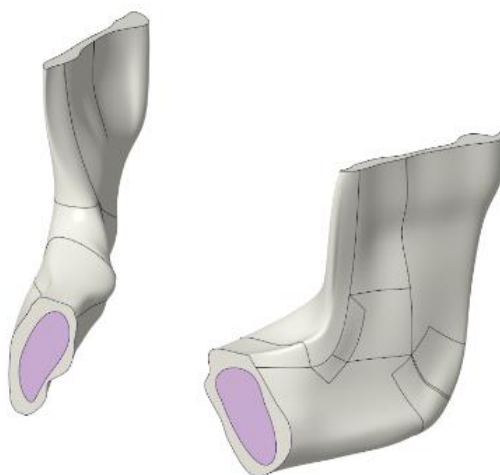


23. ábra: Axiális szelet az állkapocs 3D modelljén

Az axiális szelet a modellezési folyamat másik alapvető alapjául szolgált, mivel döntő betekintést nyújtott az állkapocs belső szerkezetébe és térbeli kapcsolataiba. Azáltal, hogy 3D modellünket pontosan összehangoltuk az axiális szelettel, biztosítottuk az olyan anatómiai jellemzők, mint az állkapocscsatorna, az alveoláris gerinc és a CT-felvételen látható foggyökök pontos ábrázolását.

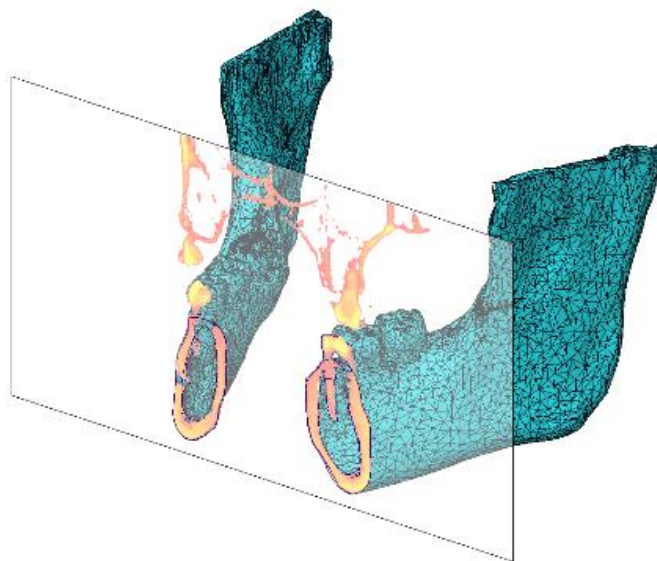
A koronális metszetek a frontális sík mentén haladva teszik lehetővé az állkapocs különböző régióinak részletes elemzését. Ezek az ábrák segítenek megérteni az egyes rétegek térbeli elhelyezkedését, vastagságát és egymáshoz viszonyított pozícióját, ami elengedhetetlen a szimulációs vizsgálatok előkészítése során.

A 24. ábra az állkapocs 3D modelljét mutatja be, amelyet a CT-felvételekből származó koronális szelet mentén vágtam el.



24. ábra: Koronális szelet az állkapocs 3D modelljén

A 25. ábra egy összetett nézetet mutat be, ahol az állkapocs eredeti geometriája, a CT-felvételekből kinyert voxeladatok és a tesszalált felület egy metszeti nézetbe van illesztve.

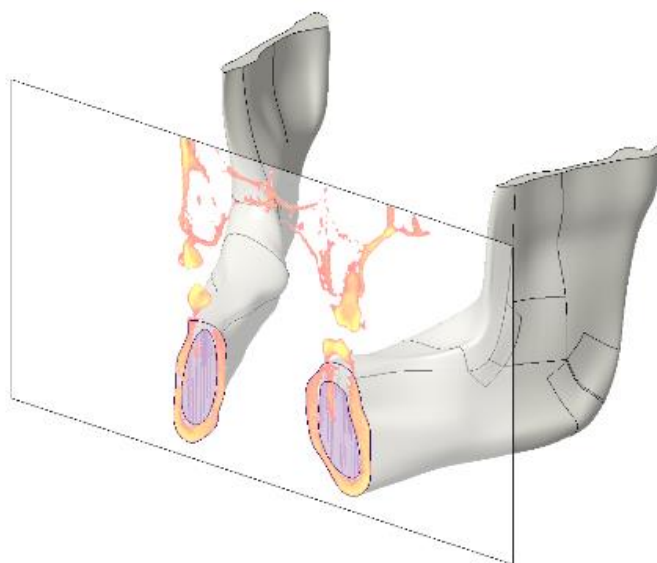


25. ábra: Az eredeti geometria a koronális metszetre helyezve

Ez a vizualizáció kiemeli a CT-felvételekből nyert nyers voxeladatokból az állkapocs részletes, tesszalált felületi ábrázolásává történő átalakítási folyamatot.

Az eredeti geometria az állkapocs anatómiai szerkezetét ábrázolja a CT-vizsgálaton látható módon. A vizsgálatból származó háromdimenziós pixelekből (voxelekből) álló voxeladatok a szövetek sűrűségét és térbeli elrendeződését rögzítik az állkapocsban. A tesszalált felületet ezekből a voxeladatokból generálják egy felületrekonstrukciónak nevezett folyamat révén, ahol a felületet a szomszédos voxelek összekapcsolásával közelítik meg, hogy folyamatos és sima ábrázolást alkossanak.

A 26. ábra az állkapocs CAD-modelljét mutatja be, amelyet nagy precizitással, NURBS-görbék és CT-felvételekből származó felületek felhasználásával építettem fel.



26. ábra: A geometria CAD-adatokkal a koronális metszetre helyezve

Ez a folyamat magában foglalta a CT-képalkotásból nyert részletes metszeti nézetek integrálását, hogy az állkapocs anatómiájának rendkívül pontos és kiváló minőségű ábrázolása jöjjön létre.

A CAD-modell pontosan visszaadja az eredeti CT-metszeteken megfigyelt bonyolult részleteket és térbeli kapcsolatokat. A NURBS görbék és felületek felhasználásával biztosítottuk az anatómiai jellemzők, például az állkapocscsontnak, a fogívnek és a környező csontstruktúráknak a sima átmenetét és pontos illeszkedését. Ez a megközelítés nemcsak a modell vizuális pontosságát növeli, hanem támogatja az állkapocscsont méreteinek és morfológiájának pontos mérését és elemzését is.

A 25. és a 26. ábrán látható összes alkotóelem bevonása lehetővé teszi a modellezett mandibula geometriájának átfogó összehasonlítását és validálását az eredeti CT-adatokkal. Ez az ellenőrzési lépés biztosítja, hogy a tesszalált felület pontosan tükrözze a voxeladatokban megfigyelt anatómiai részleteket és térbeli kapcsolatokat, ezáltal növelve a 3D modell pontosságát és megbízhatóságát.

A 25. és a 26. ábra jól szemlélteti az általam alkalmazott fejlett képalkotási technikákat és a számítógépes modellezés integrálására irányuló módszert, amely a voxeladatokat az állkapocs anatómia klinikailag releváns 3D ábrázolásává alakítja. Ez a módszertan támogatja a pontos anatómiai elemzést, a virtuális orvosi tervezést és a biomechanikai szimulációkat, amelyek elengedhetetlenek a fogászati kutatás és a klinikai gyakorlat fejlődéséhez.

5. Szilárdságtani szimulációk

A végeselem analízis (Finite Element Analysis, FEA) egy rendkívül hatékony módszer a szerkezetek vagy anyagok mechanikai viselkedésének vizsgálatára. Különösen alkalmas a restauráláshoz használt anyagok feszültségi és deformációs tulajdonságainak feltárására és elemzésére. A FEA lehetőséget nyújt számítógépes szoftverekkel valódi problémák vizsgálatára, beleértve a fogászati anyagok és struktúrák modellezését is, mivel ezek a szoftverek képesek numerikus elemzések végrehajtására. A szerkezet geometriáját és hálóját, valamint a restaurációs anyagok mechanikai tulajdonságait figyelembe véve komplex problémák is megoldhatók.

A FEA számos előnnyel jár:

- Segít a kutatóknak megérteni a feszültségek eloszlását egy összetett szerkezetben különböző szituációk során, olyan információkat nyújtva, amelyeket laboratóriumi kísérletekkel nehéz lenne megszerezni.
- Ha pontos modellt használunk, megfelelő paraméterekkel és finom hálóval, a FEA eredményei képesek reprodukálni klinikai helyzeteket vagy kísérleteket.
- A végeselemes elemzés költséghatékonyabb és kevesebb időt igényel, mint más eljárások.
- Lehetővé teszi a feszültség nagyságának és irányának meghatározását egy tárgy belsejében anélkül, hogy azt meg kellene bontani vagy tönkretenni [19].

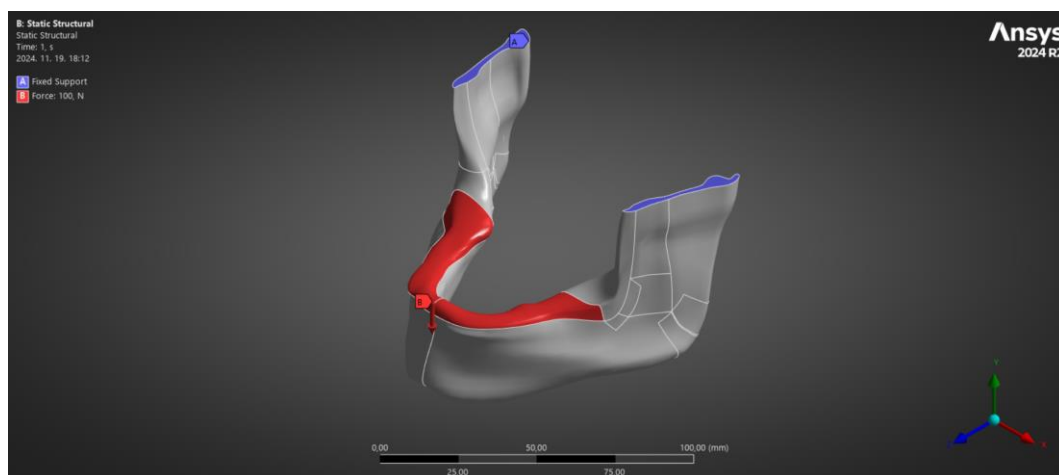
A végeselemes analízist az ANSYS 2024 R2 szoftverrel végeztük. Az alkalmazott terhelések tekintetében, a legtöbb tanulmány 80 és 800 N közötti függőleges vagy ferde erőket alkalmazott. A fogászati FEA-vizsgálatok többségében általában egyponthoz terhelést alkalmaztak egy modellezett fogra. Ezen vizsgálatok során gyakran axiális terheléseket is használtak.

A vizsgálat során az alsó állkapocsra 100 N nagyságú, függőleges irányú statikus terhelést alkalmaztam, a korábban említett szakirodalom áttekintése alapján. Ez az erőtartomány a rágóerő mechanikai modelljét hivatott reprezentálni, amely az étkezés során fellépő tipikus erőhatásokhoz igazodik. A választott 100 N terhelés egy átlagos rágómozdulatot szimulál, amely a vizsgálat egyszerűsége és a terhelés következtében fellépő eloszlások vizsgálhatósága szempontjából megfelelő kompromisszumnak bizonyult [17].

A peremfeltételek definiálása során az alsó állkapocs két végét választottam támaszpontként. Ez a választás anatómiai és biomechanikai szempontból is megalapozott,

hiszen az állkapocscsont ezen pontjainál kapcsolódik a koponyához, ami a tényleges mechanikai stabilitás fő forrása. A támasztópontok szilárd rögzítését feltételezve biztosítható, hogy a szimuláció során az alkalmazott terhelés eloszlása a valóságnak megfelelő módon történjen. Ezzel egyidejűleg a terhelési pont a rágóerő közvetlen biomechanikai hatását imitálja, amely a fogazat jelenlétében az állkapocs meghatározott területeire koncentrálódik [17]. Mivel a szimuláció jelen fázisában a fogak még nem szerepelnek a modellben, a terhelés függőleges irányú elosztása az állkapocs középső részére, a fogak helyén létrehozott két felületre összpontosult, hogy a csont struktúrájának teherbírását vizsgálhassam.

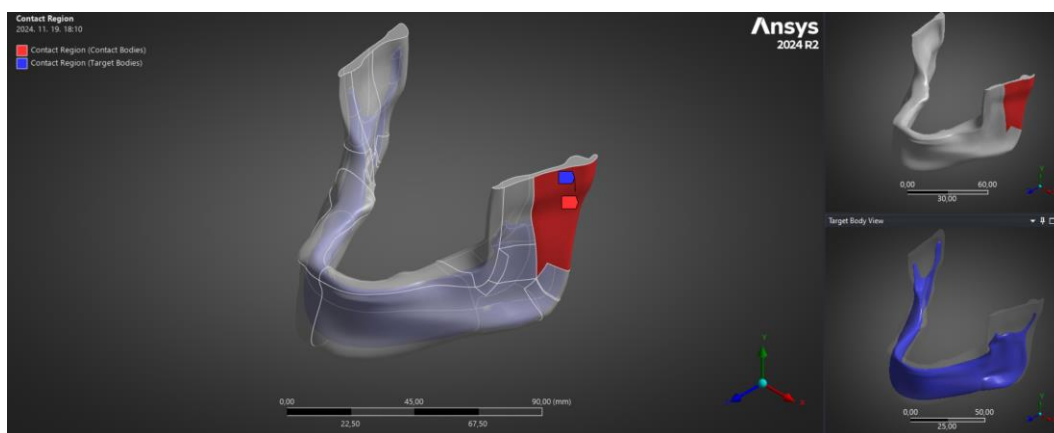
A választott terhelési és peremfeltételek nemcsak a szimuláció egyszerűsítését szolgálják, hanem illeszkednek a szakirodalomban található hasonló tanulmányok metodikájához is, ezzel lehetővé téve az eredmények összehasonlíthatóságát. A terhelés és a támasztási pontok elhelyezésének bemutatása a 27. ábrán látható, amely szemlélteti az alkalmazott erő irányát és nagyságát, valamint a támasztópontok helyét. Ez a beállítás optimális alapot nyújtott a további szimulációkhoz, ahol a cél az állkapocs mechanikai viselkedésének, a feszültségeloszlásnak és az alakváltozásoknak a részletes feltérképezése.



27. ábra: A modellen alkalmazott terhelési, illetve peremfeltételek

Az alsó állkapocs 3D modellje két különálló rétegből áll: a külső kortikális (kompakt csont) rétegből és a belső spongiosa (szivacsos csont) rétegből. Mivel a modell szilárdságtani szimulációjának alapját képezi a két réteg közötti érintkezési típus helyes meghatározása, a kontakt régió definíciója kiemelt fontossággal bír. A végelemes analízis során a két réteg közötti érintkezési feltételek alapvetően meghatározzák a terhelés eloszlását és a modell mechanikai viselkedését.

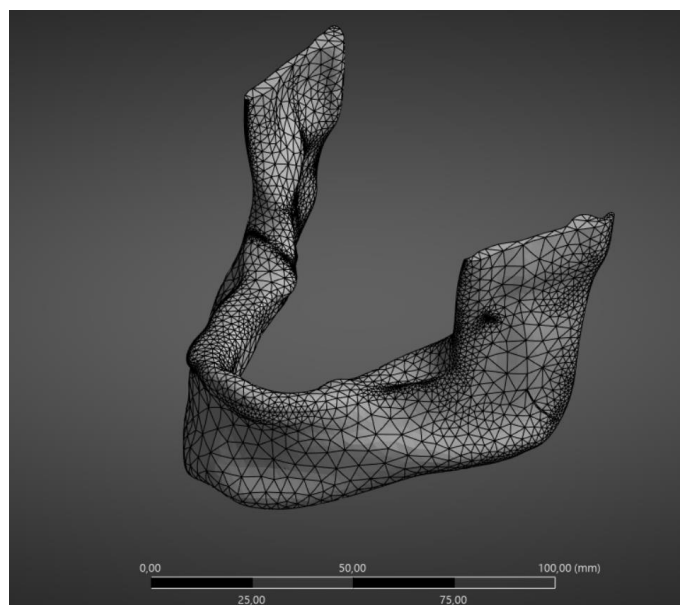
A kontakt régió definiálása során több lehetőség közül választhatunk, mint például a teljesen kötött (bonded), a szabadon elmozduló (frictionless), vagy a részben korlátozott (frictional) kapcsolat. Az alsó állkapocs esetében a legoptimálisabb megoldásnak a bonded érintkezési típus bizonyult, mivel ez legjobban tükrözi a csontszövetek biomechanikai kapcsolódását [17]. A bonded érintkezési típus azt feltételezi, hogy a két réteg között nincs relatív elmozdulás, vagyis azok szilárdan egymáshoz vannak rögzítve. Ez a megközelítés realisztikusabb eredményeket biztosít, hiszen a kortikális és spongiosa réteg természetes állapotban is szoros kapcsolatban áll egymással. Az érintkező felületek meghatározása a 28. ábrán látható.



28. ábra: Az érintkező felületek meghatározása

A kontakt régió definiálását követően a szimuláció következő lépése a modell hálózása (meshing) volt. A háló generálása során figyelmet kellett fordítani arra, hogy a háló elég sűrű legyen a pontos számításokhoz, de ne terhelje túl a számítási kapacitást. A háló geometriája és elemmérete nagyban befolyásolja a szimuláció pontosságát és a számítási időt. Az alsó állkapocs modelljén tetraédereket használtam, amelyek jól alkalmazhatók komplex geometriai struktúrák hálózására. A háló generálása után a modell minden rétege megfelelően lefedett lett, biztosítva ezzel a pontos és megbízható szimuláció alapját.

A 29. ábra a generált hálót mutatja be, amely szemlélteti az alsó állkapocs megfelelő hálózási struktúráját. A háló szimmetriája és sűrűsége garantálja a részletes mechanikai analízis elvégzését. Az optimálisan definiált érintkezési típus és a precízen generált háló egyaránt hozzájárul ahhoz, hogy a szimuláció eredményei megbízhatóan tükrözzék az állkapocs valós mechanikai viselkedését.



29. ábra: A generált háló

5.1. Anyagtulajdonságok meghatározása

Annak érdekében, hogy a lehető legközelebb kerüljünk a valós eredményekhez, különböző anyagtulajdonságok mellett vizsgáltuk az állkapocs és a fogak közötti kapcsolatot meghatározott terhelés alatt. Ehhez pontosan meghatároztuk az egyes rétegek anyagtulajdonságait, amelyeket az 1. táblázatban szereplő értékek mutatnak be.

1. táblázat: Az állkapocs rétegeinek anyagi tulajdonságai [27]

Anyagi tulajdonságok/ Rétegek	Kortikális csontok	Trabekuláris csontok
Sűrűség	$1,8 \cdot 10^{-9} \frac{t}{mm^3}$	$1,87 \cdot 10^{-9} \frac{t}{mm^3}$
Young- modulusz	14500MPa	1370MPa
Poisson-tényező	0,323	0,3
Nyírási modulus	5480MPa	527MPa
Kompressziós modulusz	13650MPa	1140MPa
Húzó szakítószilárdság	60MPa	2,22MPa
Húzó folyáshatár	55MPa	2,12MPa
Nyomószilárdság	130MPa	2,44MPa
Nyomó folyáshatár	117MPa	2,54MPa

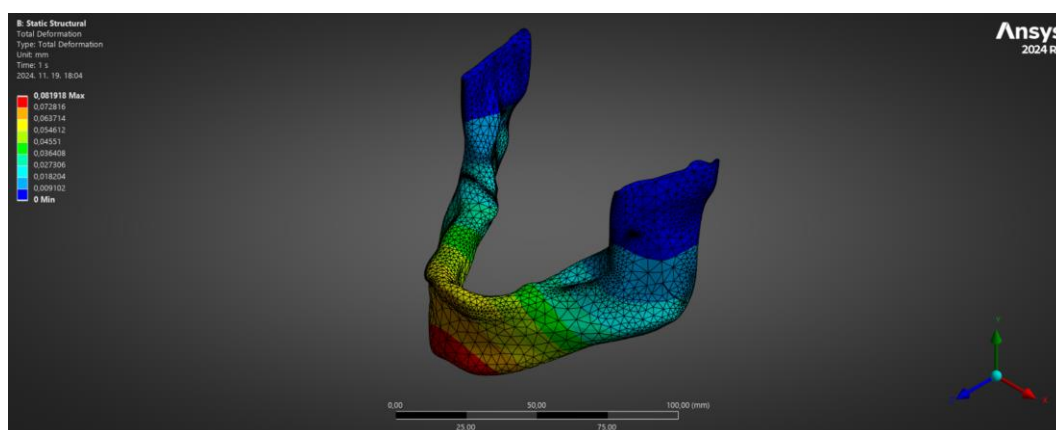
5.2. Szimulációs eredmények

5.2.1. Teljes deformáció

A végeelemes analízis (FEA) elvégzése során az alsó állkapocs modelljére alkalmazott terhelés hatására először a teljes deformáció mértékét vizsgáltam. A szimuláció eredménye alapján a legnagyobb deformáció mértéke 0,081918 mm volt, amely az alsó állkapocs alsó részén, a legnagyobb igénybevételnek kitett területen jelentkezett. Az eredmények alapján megállapítható, hogy ez a régió a legérzékenyebb a függőleges irányú statikus terhelésre, amit a 100 N-os erő okozott.

Azonban az állkapocs modell teljes deformációja az egyes pontok között jelentős eltéréseket mutatott. Bár a maximális deformáció a fent említett 0,081918 mm volt, az átlagos deformáció mindössze 0,014552 mm-t tett ki. Ez azt jelzi, hogy a terhelés okozta elmozdulások az állkapocs szerkezetében nagyrészt lokalizáltak maradtak, és a modell jelentős része alacsony deformációs értékeket mutatott.

A 30. ábra szemlélteti a teljes deformáció eloszlását a modellen. Az eredmények színskálán kerültek ábrázolásra, amely lehetővé teszi a deformáció mértékének vizuális kiemelését. A piros színnel jelölt régiók jelzik a legnagyobb elmozdulást, míg a kék színnel jelzett területeken gyakorlatilag nem történt jelentős deformáció. Az ilyen típusú elemzés különösen hasznos, mivel segít azonosítani a terhelés szempontjából kritikus területeket, amelyekre a jövőbeni tervezési és szimulációs folyamatok során kiemelt figyelmet kell fordítani.



30. ábra: A teljes deformáció eloszlása

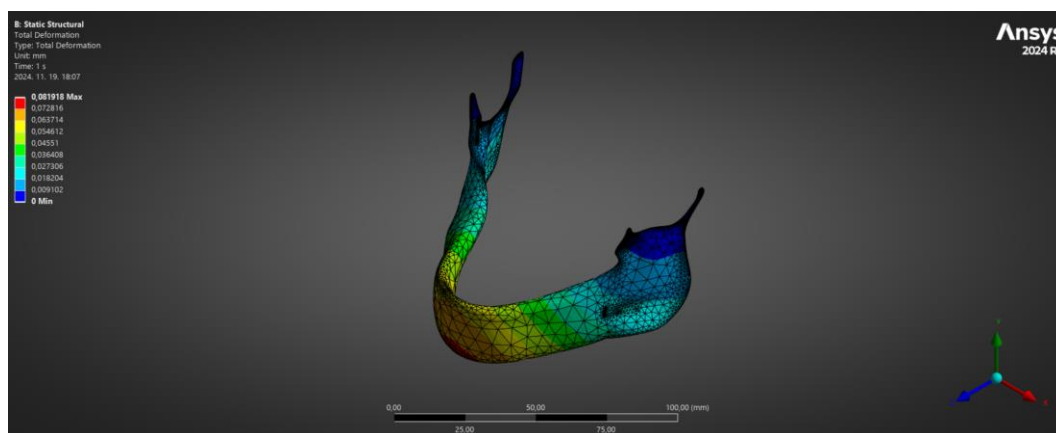
A deformáció mértékének alacsony értékei és az egyenletes eloszlás a modell anyagtulajdonságainak és geometriájának megfelelő beállítását igazolják.

A külső kortikális réteg eltávolítását követően a belső spongiosa réteg mechanikai viselkedését vizsgáltam. Ez a réteg, mivel kevésbé sűrű és mechanikai szempontból

gyengébb szerkezetű, kisebb deformációkat mutatott a terhelés hatására [18]. A szimuláció eredményei alapján a maximális deformáció továbbra is alacsony értékeket mutatott, a spongiosa réteg homogén és alacsony teherbírású tulajdonságainak köszönhetően. Érdekes módon, ahogy a teljes modellt érintő vizsgálatnál is megfigyelhető volt, a legnagyobb deformáció itt is az állkapocs alsó részén jelentkezett, ami a geometriából és a terheléseloszlásból fakad.

A kapott eredmények jól tükrözik a spongiosa és kortikális rétegek közötti strukturális különbségeket, különös tekintettel arra, hogy a spongiosa alapvetően a rugalmasabb terheléseloszlásban játszik szerepet, míg a kortikális réteg a terhelés fő részét viseli. Az elemzésből levonható következtetések hozzájárulhatnak az állkapocs modell biológiai környezetben történő szimulációjához, különösen a fogpótlások és implantátumok hatásának értékeléséhez [18].

A 31. ábra mutatja a spongiosa réteg teljes deformációjának vizuális eloszlását, amely alapján az alsó deformációs értékek dominálnak. Az eredmény alátámasztja, hogy a spongiosa réteg, bár kevésbé ellenálló, mégis megfelelően osztja el a terhelést az állkapocs geometriájában, ugyanakkor a terhelési csúcsok az alsó régióban koncentrálnak.



31. ábra: A spongiosa réteg teljes deformációja

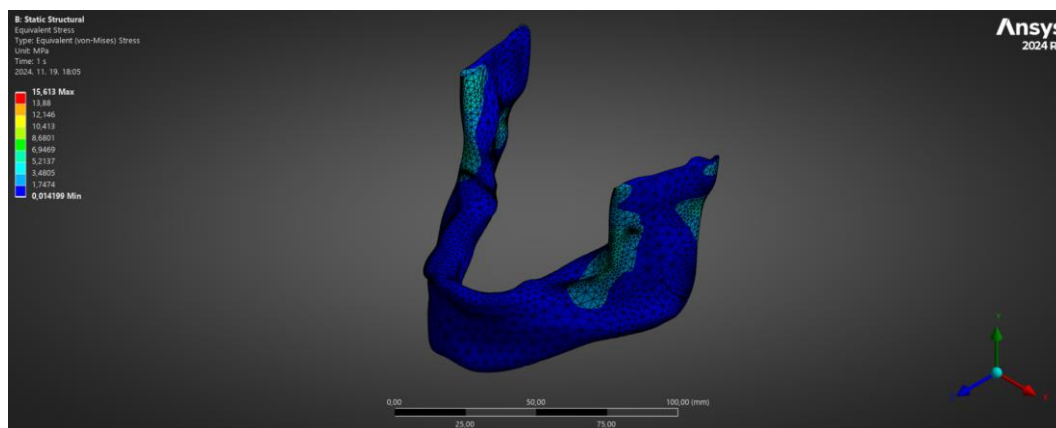
5.2.2. Egyenértékű feszültség

A teljes állkapocs szerkezetében – azaz mind a kortikális, mind a spongiosa réteg figyelembevételével – elvégeztem az egyenértékű feszültség (von-Mises stressz) számítását. Ez az elemzés lehetőséget nyújtott a terhelés által okozott feszültségeloszlás alapos megértésére. Az egyenértékű feszültség az a mérőszám, amely a többtengelyű feszültségállapotokat egyetlen, ekvivalens értékre redukálja, lehetővé téve a vizsgált anyagok maximális terhelhetőségének meghatározását [18].

Az eredmények alapján a legnagyobb egyenértékű feszültség értéke 15,613 MPa volt. Ez a feszültség a ramus mandibulae területén jelentkezett, azon a hajlati régióban, amely a bölcsességfogak mögött található. Ez az eredmény mindkét oldalon azonos volt, ami az állkapocs szimmetrikus felépítésének és az egyenletes terheléseloszlásnak tudható be. Az állkapocs ezen területe különösen hajlamos a nagyobb feszültségek kialakulására, mivel a terhelés itt koncentrálódik a geometriai elhelyezkedés és a szerkezet merevsége miatt. Ez a régió fontos szerepet játszik az állkapocs biomechanikai viselkedésében, hiszen a hajlati alakja miatt fokozott igénybevételnek van kitéve.

A feszültségeloszlás elemzése azt is kimutatta, hogy az átlagos egyenértékű feszültség az állkapocs teljes felületén 1,1027 MPa volt. Ez az érték azt jelzi, hogy az állkapocs terhelésmegosztása viszonylag egyenletes, a magasabb értékek lokális csúcsok formájában jelentkeztek. A legalacsonyabb egyenértékű feszültség 0,014199 MPa volt, amely azokon a területeken fordult elő, amelyek kevésbé voltak érintettek a terhelés által, például az állkapocs alsó, síkabb részein.

Az egyenértékű feszültségeloszlás eredménye a 32. ábrán látható.



32. ábra: Az egyenértékű feszültségeloszlás

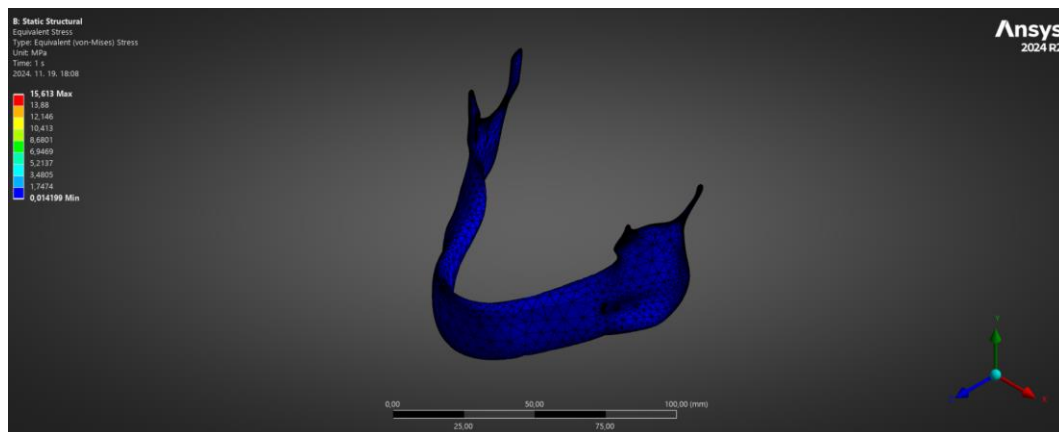
A hajlati régió, ahol a maximális feszültségek jelentkeztek, biomechanikai szempontból kritikus fontosságú. Ez a terület az állkapocs mechanikai funkciójának központi része, hiszen a rágóerők közvetítésében és az állkapocs stabilitásának fenntartásában kulcsszerepet játszik. A kortikális réteg magas merevsége miatt ez a réteg nagyobb terheléseket is képes elviselni, míg a spongiosa réteg az energiaelnyelésben és a terhelés szétosztásában vesz részt. A hajlatoknál fellépő nagyobb feszültségek viszont arra utalnak, hogy ezen a területen az anyag hosszú távú viselkedése – például fáradási sérülések vagy repedések – kritikus figyelmet igényelhet, különösen akkor, ha az egyén állkapcsa mesterséges implantátumokat vagy fogpótlásokat tartalmaz [22].

Az egyenértékű feszültségek vizsgálatát a spongiosa réteg különálló elemzésével is elvégeztem, miután eltávolítottam a külső kortikális réteget. Ez a megközelítés lehetővé tette a belső, porózus csontszerkezet viselkedésének külön értékelését a terhelések hatására, amely jelentős szerepet játszik az állkapocs biomechanikai működésében [18].

Az eredmények azt mutatták, hogy a spongiosa rétegben a feszültségek eloszlása jelentősen eltér a teljes állkapocs szerkezeti elemzésénél tapasztaltaktól. A ramus mandibulae területén, ahol korábban a kortikális réteg esetében kiugróan magas feszültségek jelentkeztek, a spongiosa rétegben ezek az eltérések már nem voltak megfigyelhetők. Ez arra utal, hogy a spongiosa réteg feszültségeloszlása kiegyenlítettebb, és a terhelés az állkapocs teljes szerkezetén belül arányosabban oszlik meg.

Ez a viselkedés a spongiosa réteg sajátos anyagtulajdonságainak tudható be. A spongiosa, amely egy porózus, szivacsos szerkezetű csontszövet, kevésbé merev, mint a kortikális réteg, és jobban alkalmazkodik a dinamikus terhelésekhez. Ezáltal nagyobb szerepet játszik az energia elnyelésében és a terhelések elosztásában, különösen olyan területeken, mint az alsó sík vagy a kevésbé merev részek. A kortikális réteg hiányában a ramusban is csökkent a feszültségkoncentráció, így a feszültségek mértéke a spongiosa réteg különböző területein szinte azonos szinten maradt.

A spongiosa rétegen az egyenértékű feszültségeloszlás eredménye a 33. ábrán látható.



33. ábra: A spongiosa réteg egyenértékű feszültségeloszlása

Az állkapocs alsó síkjában a spongiosa rétegen kialakult feszültségek hasonló nagyságrendűek voltak, mint a ramus területén. Ez különösen érdekes, mert a kortikális réteg jelenlétében az alsó sík feszültségértékei jóval alacsonyabbak voltak, mint a ramus területén. A spongiosa réteg külön elemzése azonban azt mutatta, hogy a kortikális réteg merevsége jelentős mértékben hozzájárul a ramus területén kialakuló magasabb feszültségekhez. Ezzel

szemben a spongiosa réteg önmagában sokkal egyenletesebb terheléseloszlást biztosít az állkapocs egészében.

A spongiosa réteg kiegyenlítettebb feszültségeloszlása rávilágít annak fontos biomechanikai szerepére az állkapocs struktúrájában. Ez a réteg nem csupán a kortikális réteg alátámasztására szolgál, hanem a dinamikus terhelések csillapításában és az állkapocs teljes terhelési mechanizmusának optimalizálásában is központi szerepet játszik. A feszültségkoncentrációk hiánya a ramusban és az alsó sík területein arra utal, hogy a spongiosa réteg hatékonyan képes kezelni a különböző irányú és mértékű terheléseket, megakadályozva a lokális túlterhelések kialakulását.

Ezek az eredmények fontos információkkal szolgálhatnak a fogászati implantátumok és protézisek tervezése során, különösen akkor, amikor a kortikális réteg integritása sérül, például csonthiányok vagy trauma esetén. A spongiosa biomechanikai viselkedésének pontosabb megértése segíthet olyan implantátumok kifejlesztésében, amelyek a terheléseket jobban elosztják az állkapocs teljes szerkezetén, csökkentve ezzel a feszültségkoncentrációk okozta káros hatásokat.

Összefoglalás

Az orvosi kutatásokban, különösen a fogászat területén, a CAD-alapú modellezés a komplex anatómiai struktúrák pontos digitális rekonstrukciójához nyújt nélkülözhetetlen eszközt. A jelen kutatás során az alsó állkapocs modell alapját valós CT-felvételek szolgáltatták. A CT adatokból a csontos részeket a lágyrészekről egy klinikai szoftver segítségével szegmentáltam, amely lehetővé tette az állkapocs anatómiai struktúrájának pontos elkülönítését. Az így elkészült szegmentált kép adatokat több metszetben elemeztem, majd a CT-felvételből készült geometriát beintegráltam a Creo 11 tervezői szoftverbe.

A modellezési folyamat következő lépéseként NURBS görbét hoztam létre, amelyek pontosan követik az állkapocs kontúrját. Ezekre a görbékre NURBS felületeket illesztettem, így alakult ki a kortikális réteg felületmodellje. Ezt a felületmodellt további lépésekkel testmodellé alakítottam. A kortikális réteg elkészítése után a geometriai eltolás módszerét alkalmazva rekonstruáltam a belső spongiosa réteget, amely az állkapocs szerkezetének részét képező, porózus szivacsos állományt reprezentálja. Az így elkészült modell lehetővé tette az alsó állkapocs belső és külső rétegeinek pontos, parametrikus megjelenítését és vizsgálatát.

Az állkapocs biomechanikai vizsgálataiban során szilárdságtani elemzéseket végeztem, amelyek kimutatták, hogy a legnagyobb deformációk és feszültségkoncentrációk általában az alsó ívben, valamint alsó állkapocs ramus (állkapocs szára) szakaszán jelentkeznek. Az itt kialakuló maximális egyenértékű feszültségek értéke elérte a 15,613 MPa-t, míg az átlagos feszültségérték 1,1027 MPa volt.

A kortikális réteg eltávolítását követően a spongiosa réteg feszültségeloszlását külön elemeztem. Az eredmények alapján a spongiosa réteg sokkal kiegyensúlyozottabb terhelésselosztást mutatott, mint a kortikális réteg. Például a ramus területén már nem jelentkeztek kiugró feszültségértékek, amelyek korábban a kortikális rétegnél megfigyelhetők voltak. Ez azt mutatja, hogy a spongiosa réteg, porózus szerkezetének köszönhetően, hatékonyabban képes elosztani a terheléseket, hozzájárulva az állkapocs teljes struktúrájának teherbírásához és mechanikai stabilitásához.

A kapott eredmények kiemelt fontosságúak a fogászati implantátumok és protézisek tervezésében. Az egyenértékű feszültségek eloszlása segít meghatározni, hogy a terhelés hogyan hat az állkapocs szerkezetére, különösen az implantátumok környezetében. A vizsgálat által megállapított kritikus feszültségi régiók lehetőséget nyújtanak arra, hogy a tervezési folyamat során optimalizálják az implantátumok helyzetét, méretét és formáját,

hogy csökkentsék az állkapocsra nehezedő terhelést és növeljék az implantátumok élettartamát.

Az állkapocs hajlati szakaszainak biomechanikai vizsgálata hozzájárulhat ahhoz is, hogy a sebészek és fogászati szakemberek előre meghatározzák a potenciálisan problémás területeket a fogpótlás során. Ez lehetőséget ad arra, hogy a tervezés és beavatkozás során minimalizálják a szövődmények kockázatát, és javítsák a páciens hosszú távú funkcionális eredményeit.

A jelenlegi modell még nem tartalmazza az állkapocsba illeszkedő fogak rekonstrukcióját, de jövőbeli célom, hogy a fogakat is részletes geometriai pontossággal lemodellezzem. Ezáltal kiterjeszthetők lesznek a szilárdságtani vizsgálatok a fogakat tartalmazó állkapocsmodellre is.

A végső cél, hogy a kutatás hozzájáruljon a precíziós fogászat fejlődéséhez, azáltal, hogy a páciensek anatómiai variációihoz igazítható kezeléseket támogató adatokat szolgáltat. Ez jelentősen javíthatja a beavatkozások sikerességét és a páciensek életminőségét.

Summary

In medical research, particularly in dentistry, CAD-based modelling provides an essential tool for accurate digital reconstruction of complex anatomical structures. In the present research, the mandibular model was based on real CT images. From the CT data, the bony parts were segmented from the soft parts using a clinical software, which allowed an accurate isolation of the anatomical structure of the mandible. The resulting segmented image data was analysed in several sections and the geometry from the CT images was then integrated into the Creo 11 design software.

As the next step in the modelling process, I created NURBS curves that accurately follow the jaw contour. I fitted NURBS surfaces to these curves to create the surface model of the cortical layer. This surface model was then further developed into a body model. After creating the cortical layer, I reconstructed the internal cancellous layer, which represents the porous spongy stock that is part of the jaw structure, using the geometric shift method. The resulting model allowed the accurate parametric representation and study of the inner and outer layers of the mandible.

During the biomechanical studies of the jaw, strength analyses were performed, which showed that the highest deformations and stress concentrations generally occur in the mandibular arch and the ramus (mandibular stem) of the mandible. The maximum equivalent stresses developed here reached 15.613 MPa, while the average stress value was 1.1027 MPa.

After removal of the cortical layer, the stress distribution of the cancellous layer was analysed separately. The results showed that the cancellous layer showed a more balanced stress distribution than the cortical layer. For example, the ramus area no longer exhibited the spiking stress values previously observed in the cortical layer. This shows that the cancellous layer, due to its porous structure, is able to distribute the loads more efficiently, contributing to the load bearing capacity and mechanical stability of the whole jaw structure.

The results are of paramount importance for the design of dental implants and prostheses. The distribution of equivalent stresses helps to determine how loading affects the structure of the jaw, especially in the vicinity of implants. The critical stress regions identified by the study provide an opportunity to optimise the position, size and shape of implants during the design process to reduce the load on the jaw and increase the lifetime of implants.

The biomechanical study of the jaw's flexural phases can also help surgeons and dental professionals to identify in advance potentially problematic areas during tooth replacement. This provides an opportunity to minimise the risk of complications during planning and intervention and improve the patient's long-term functional outcome.

The current model does not yet include the reconstruction of the teeth that fit into the jaw, but my future goal is to model the teeth with detailed geometric accuracy. This will allow to extend the strength studies to the jaw model with teeth.

The ultimate goal is for the research to contribute to the development of precision dentistry by providing data to support treatments that can be adapted to the anatomical variations of patients. This can significantly improve the success of interventions and the quality of life of patients.

Ábrajegyzék

1. ábra: A röntgen-CT képalkotás elvi ábrája [26]	9
2. ábra: A pozitronemissziós tomográfiás (PET) képalkotás elvi ábrája [7]	9
3. ábra: MRI-készülék elvi ábrája [13]	10
4. ábra: Harmadfokú Bézier görbe, négy kontrolponttal [2]	12
5. ábra: Az állkapocs és az alsó fogsor elvi modellje CT-vizsgálat alapján.....	17
6. ábra: Az állkapocs szagittális metszete a CT felvételen.....	18
7. ábra: Az állkapocs axiális metszete a CT felvételen	19
8. ábra: Az állkapocs koronális metszete a CT felvételen	19
9. ábra: A CT felvétel csontos szövetekig lebontott modellje	20
10. ábra: Az állkapocs szagittális metszete	22
11. ábra: Az állkapocs axiális metszete	23
12. ábra: Az állkapocs koronális metszete.....	23
13. ábra: Az alsó állkapocs részei.....	26
14. ábra: Az állkapocs szakaszaiból felépített görbék	27
15. ábra: Az állkapocs felszíneinek metszeteiből felépített görbék.....	28
16. ábra: A visszamodellezett állkapocs a szagittális, axiális és koronális metszetekkel ...	28
17. ábra: NURBS görbékkel felépített alsó állkapocs	29
18. ábra: Az állkapocs CT-modellje	29
19. ábra: A CT felvétel és a NURBS görbékkel rekonstruált modell együtt.....	30
20. ábra: A végleges állkapocs modell	30
21. ábra: Az állkapocs spongiosa rétege.....	32
22. ábra: Szagittális szelet az állkapocs 3D modelljén	33
23. ábra: Axiális szelet az állkapocs 3D modelljén	34
24. ábra: Koronális szelet az állkapocs 3D modelljén.....	34
25. ábra: Az eredeti geometria a koronális metszetre helyezve	35
26. ábra: A geometria CAD-adatokkal a koronális metszetre helyezve.....	35
27. ábra: A modellen alkalmazott terhelési, illetve peremfeltételek	38
28. ábra: Az érintkező felületek meghatározása	39
29. ábra: A generált háló.....	40
30. ábra: A teljes deformáció eloszlása	41
31. ábra: A spongiosa réteg teljes deformációja.....	42
32. ábra: Az egyenértékű feszültségeloszlás	43
33. ábra: A spongiosa réteg egyenértékű feszültségeloszlása	44

Irodalomjegyzék

- [1] Alberto Higuera Garrido és mtsai: GEOMETRIC DATA COLLECTION IN MEDICAL IMAGING. DYNA. 2010. DOI: 10.6036/3868
- [2] Boza Pál: CNC Technológia és Programozás. 2007
- [3] C-C Liu és mtsai: Effect of geometric models on convergence rate in iterative PET image reconstructions. Journal of Instrumentation. 2009. DOI: 10.1088/1748-0221/4/05/P05010
- [4] C. -É. Aubin és mtsai: Morphometric evaluations of personalised 3D reconstructions and geometric models of the human spine. Medical and Biological Engineering and Computing. 1997. DOI: 10.1007/BF02510968
- [5] Christoph J. Roser és mtsai: A new CAD/CAM tooth mobility simulating model for dental in vitro investigations. 2023. DOI: 10.1007/s00784-023-05133-9. Pages 5131–5140
- [6] Chung-Shing Wang és mtsai: Feature Reconstruction for 3D Medical Images Processing. New York. 2013.
- [7] Dinahlee Saturnino Guarino - Filippo Martelli: Mathematical Modelling, Numerical and Data Analysis BIOCHEMISTRY AND TECHNOLOGY OF [18 F]FLUTEMETAMOL FOR THE AMYLOID PET IMAGING IN ALZHEIMER'S DISEASE. Mantova. 2018
- [8] Dong-Xu L és mtsai: Modulus of elasticity of human periodontal ligament by optical measurement and numerical simulation. Angle Orthod. 2011. DOI: 10.2319/060710-311.1
- [9] Fill TS és mtsai: Experimentally determined mechanical properties of, and models for, the periodontal ligament: critical review of current literature. J Dent Biomech. 2011. DOI: 10.4061/2011/312980
- [10] Giannini M - Soares CJ - de Carvalho RM.: Ultimate tensile strength of tooth structures. Dent Mater. 2004. DOI: 10.1016/S0109-5641(03)00110-6
- [11] Gradl R és mtsai: Density Measurement of Mineralized Tissue with Grating-Based X-Ray Phase Tomography. 2016. DOI: 10.1371/journal.pone.0167797
- [12] Habelitz S és mtsai.: Mechanical properties of human dental enamel on the nanometre scale. Arch Oral Biol. 2001. DOI: 10.1016/S0003-9969(00)00089-3
- [13] Heather Haynes - William Holmes: The Emergence of Magnetic Resonance Imaging (MRI) for 3D Analysis of Sediment Beds. Geomorphological Techniques. 2013
- [14] H.S. Abdel-Aziz és mtsai: Generating Bézier curves for medical image reconstruction. Results in Physics. 2021. DOI: 10.1016/j.rinp.2021.103996
- [15] Ji He és mtsai: Downsampled Imaging Geometric Modeling for Accurate CT Reconstruction via Deep Learning. IEEE Transactions on Medical Imaging. 2021. DOI: 10.1109/TMI.2021.3074783
- [16] Katarzyna Dobroś - Justyna Hajto-Bryk - Joanna Zarzecka: The 3D printed teeth models intended for hands-on practice in conservative dentistry. 2022. DOI: 10.24425/fmc.2022.141689

- [17] Osman Demir és mtsai: Development and validation of a digital twin of the human lower jaw under impact loading by using non-linear finite element analyses. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. 2023. DOI: 10.1016/j.jmbbm.2023.106207
- [18] Qingting Yao és mtsai: Biomechanical impact of different isthmus positions in mandibular first molar root canals: a finite element analysis. 2024. DOI: 10.1007/s00784-024-05715-1
- [19] Rakesh Pemmada és mtsai: a Patient-specific mechanical analysis of PCL periodontal membrane: Modeling and simulation. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. 2024. DOI: 10.1016/j.jmbbm.2024.106397
- [20] Shadi AlZu'bi és mtsai: Multi-orientation geometric medical volumes segmentation using 3D multiresolution analysis. *Multimedia Tools and Applications*. 2019. DOI: 10.1007/s11042-018-7003-4
- [21] Shiaofen Fang és mtsai: Geometric model reconstruction from cross sections for branched structures in medical applications. San Diego. 1995. DOI: 10.1117/12.216426
- [22] Silvia Franchini és mtsai: Implementation and Evaluation of Medical Imaging Techniques Based on Conformal Geometric Algebra. *International Journal of Applied Mathematics and Computer Science*. 2020. DOI: 10.34768/amcs-2020-0031
- [23] Tianran Yuan és mtsai: Single-Tooth Modeling for 3D Dental Model. 2010. DOI: 10.1155/2010/535329
- [24] Van Sinh Nguyen - Manh Ha Tran - Son Truong Le: Visualization of Medical Images Data Based on Geometric Modeling. Springer International Publishing. 2019. DOI: 10.1007/978-3-030-35653-8_36
- [25] Xinyu Lv - Dapeng Fu: Research on Rapid Imitation of Human Tibia and Five-axis CNC Machining Based on Computeraided. Northeast Electric Power University, Jilin, China. 2020. DOI: 10.1088/1742-6596/1648/3/032130
- [26] Yun Lei: Reconstruction and Analysis of Tight Sandstone Digital Rock Combined with X-Ray CT Scanning and Multiple-Point Geostatistics Algorithm. *Mathematical Problems in Engineering*, Hindawi. 2020. DOI: 10.1155/2020/9476060
- [27] Zhang YR és mtsai.: Review of research on the mechanical properties of the human tooth. *Int J Oral Sci*. 2014. DOI: 10.1038/ijos.2014.21