

REVERSE ENGINEERING ÉS VÉGESELEMES MÓDSZEREK IMPLEMENTÁLÁSA FOGPÓTLÁSOKNÁL

REVERSE ENGINEERING AND IMPLEMENTATION OF FINITE ELEMENT METHODS FOR DENTAL PROSTHESES

Papp Klaudia⁰⁰⁰⁰⁻⁰⁰⁰²⁻⁷⁵⁰⁵⁻⁶⁹⁴⁴ ^{1*}, Dr. Piros I. Attila⁰⁰⁰⁰⁻⁰⁰⁰²⁻⁰⁸²⁹⁻⁸⁰⁶² ¹

¹ Innovatív Járművek és Anyagok Tanszék, GAMF Műszaki és Informatikai Kar, Neumann János Egyetem,
Magyarország
<https://doi.org/10.47833/2024.3.ENG.004>

Kulcsszavak:

Reverse Engineering
Végeselem analízis
CT felvételek
Csontfogak
Implantátum

Keywords:

Reverse Engineering
Finite element analysis
CT images
Bone teeth
Implant

Cikktörténet:

Beérkezett 2023. november 24.
Átdolgozva 2024. április 15.
Elfogadva 2024. április 25.

Összefoglalás

Jelen cikk egy valós CT felvételtől készített állkapocs és csontfogak kapcsolatának szilárdságtani viselkedésének vizsgálatáról szól. A kutatás egy visszamodellezéssel indult, mely a fogak állkapocsba való beépülésének reprodukálására összpontosított a későbbi számítógépes szimulációkhoz. Ez az eljárás mechanikai CAD-rendszerbe szkennelt 3D adatok felhasználásával történt. A kezdeti tesszellált geometriai modellek a visszamodellezést követően szimulációs vizsgálatoknak lettek alávetve. A különböző rétegekre bontott 3D modell szilárd részei lehetőséget biztosítottak arra, hogy a végeselemes analízis során különböző anyagtulajdonságokat alkalmazzunk ezekben a régiókban.

Abstract

This paper is about the investigation of the strength behaviour of the jaw-bone tooth contact from a real CT image. The research started with a back-modelling process focused on the reproduction of the integration of teeth in the jaw for subsequent computer simulations. This was done using 3D data scanned into a mechanical CAD system. The initial tessellated geometric models were subjected to simulation studies after back-modelling. The solid 3D geometry was divided into multiple layers, providing the possibility of using different material properties for each layer. Therefore, during the FEA calculations, it can be taken into consideration.

1. Bevezetés

A jelen cikk célja egy valódi állkapocsmodell átalakítása és szimulációja volt. A tanulmány egy jövőbeli kutatáshoz kapcsolódik, amelyben egy adatokkal, paraméterekkel jól leírható mechanikai eszköz (például egy fogpótlás) viselkedését vizsgálják élő, kevésbé kiszámítható biológiai környezetben (például a szájban) [1]. A kutatás első lépéseként egy CT röntgenfelvételtől készült fog- és állkapocsmodellt alakítottunk át olyan formátumú modellé, amely végeselemes analízishez

* Kapcsolattartó szerző: p.klau98@gmail.com

használható, mivel a 3D röntgenfelvétel erre a célra nem volt alkalmas. Ezen kezdeti modellek láthatók az 1. ábrán.



1. ábra. Eredeti állkapocs modell

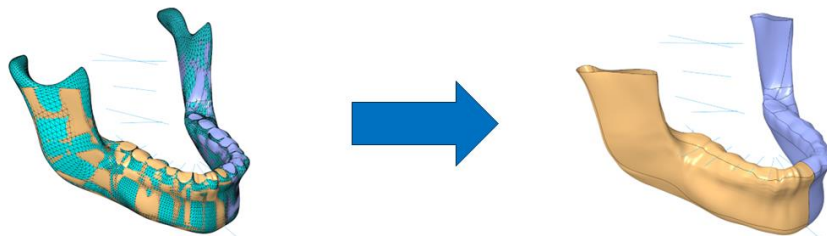


2. ábra. Eredeti állkapocs modell hexaédes felépítése

Az eredeti állkapocs modell egy CT felvétel alapján készített Blender fájl, amely hexaédes hálózással épült fel (2.ábra). Az említett fájlformátum és a hálózás típusa miatt az eredeti modell alkalmatlan az ANSYS 17.2 és egyéb más szimulációs szoftverekben való vizsgálatra, ezért további módosításokat igényelt.

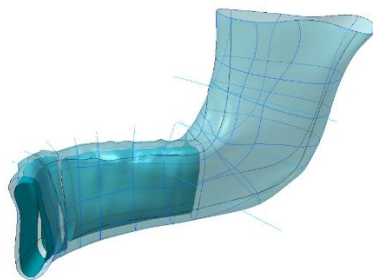
2. Az állkapocs visszamodellezése

A rekonstrukció a fogak állkapocsba való beépülésének reprodukálására összpontosított a későbbi számítógépes szimulációkhoz. Ez az eljárás a PTC Creo 8 mechanikai CAD-rendszerben szkennelt 3D-s adatok felhasználásával történt. A kezdeti adatokat tesszallált geometriai formában importáltuk a CAD rendszerbe (3. ábra). Ez a geometria további előkészítést igényelt a nagyfokú összetettsége miatt.



3. ábra. A tesszallált geometria átalakítása

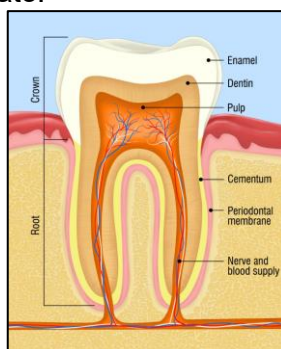
A CAD-rendszerben a poligonális görbéket sima NURBS (Non-Uniform Rational B-Spline) görbékkel helyettesítettük, a több ezer poligonális felületet pedig néhány nagy NURBS felülettel, a [5] irodalomban is taglalt módszer alapján. Ez a rekonstruált geometria lehetővé teszi, hogy az állkapcsot két rétegre osszuk, kérgi és trabekuláris csontokra. Ezen két réteg felosztása látható a 4. ábrán. A két csontszerkezet közötti határt a külső felületekhez képest eltolva hoztuk létre, ahogy a [11] irodalomban is javasolt.



4. ábra. A NURBS görbék és felületek elhelyezése az állkapocs geometrián

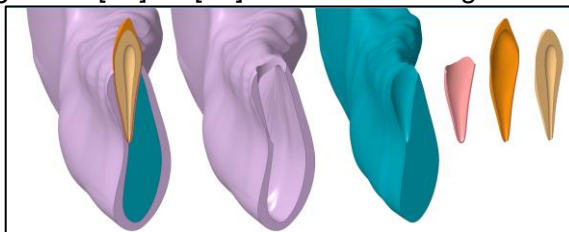
3. Az alsó fogsor visszamodellezése és a zónák meghatározása

A fogak számítógépes rekonstrukciója ugyanígy történt. A fogak rétegeit (zománc, dentin, cementum (5. ábra)) a külső felülettől geometriai eltolással hoztuk létre. A fogak rétegeinek pontos meghatározása a [9] irodalomban olvasható.



5. ábra. A fogak rétegei [9]

A fogak és az állkapocs közötti parodontális hártya a gyökér felszínétől arányos eltolással lettek kialakítva. A parodontális hártya fizikai tulajdonságait a [7] irodalom által javasoltak szerint határoztuk meg. Ezen előfeldolgozás eredményeként az állkapocs-fogak kapcsolatának CAD-modellje több zónára oszlik. A 3D modell ezen szilárd részei lehetőséget biztosítottak arra, hogy a végelemes analízis során különböző anyagtulajdonságokat alkalmazzunk a különböző régiókban (6. ábra). Az anyagtulajdonságokat a [16] és [17] irodalmakban taglaltak szerint határoztuk meg.



6. ábra. A fogak rétegei 3D modellben

4. Végelem analízis a visszamodellezett állkapocs- és fogmodell kapcsolatra

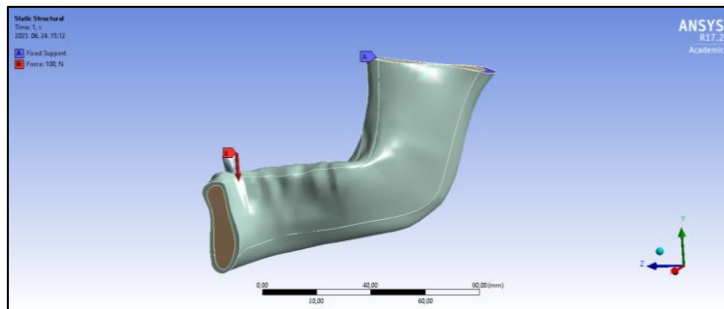
A végelem analízis egy szerkezet vagy anyag mechanikai viselkedésének tanulmányozására szolgáló hatékony módszer.

Számos előnnyel rendelkezik:

- segít a kutatóknak abban, hogy egy összetett szerkezet feszültségeloszlásait különböző forgatókönyvek mellett megismerjék, ami laboratóriumi kísérletekből nehezen elérhető,
- pontos modellel, megfelelő paraméterekkel és finom hálófelosztással a VEM eredménye megismételheti a klinikai helyzeteket vagy kísérleteket,
- a végelemes analízis kevésbé költséges és időigényes, mint a kísérleti vizsgálatok,

- képes a feszültség nagyságát és irányát egy tárgy belsejében a minta tönkretétele nélkül meghatározni [7].

A végeelemes analízist az ANSYS 17.2 szoftverrel végeztük el. Az alkalmazott terhelést tekintve gyakran 80 ~ 800 N nagyságú függőleges vagy ferde terhelés szerepel hasonló tanulmányokban, mint ahogy a [20] irodalomban. A legtöbb fogászati FEA-vizsgálatban többnyire egy pontos terhelőerőt alkalmaztak egy modellezett fogra, ahogy a [21] irodalom is taglalja. Ezekben a vizsgálatokban axiális terheléseket is alkalmaztak. Emiatt a metszőfog széléhez képest 90°-os dőlésszögben 100 N statikus terhelést alkalmaztunk. Az állkapocs végét választottuk támasztófelületnek (7. ábra).



7. ábra. A terhelés és a befogási pont meghatározása

Ahhoz, hogy valósághoz közeli eredményeket kapjunk, megvizsgáltuk a valódi állkapocs és a fogak közötti kapcsolatot egy adott terhelés esetén különböző anyagtulajdonságok mellett is, a [2][12][19] irodalmak alapján javasoltak szerint.

Ehhez meghatároztuk a különböző rétegek különböző anyagtulajdonságaik pontos értékeit, melyek az 1. táblázatban láthatók.

1. Táblázat. A rétegek anyagi tulajdonságai [3][4][6][14]

Anyagi tulajdonságok/ Rétegek	Kortikális csontok	Trabekuláris csontok	Zománc	Dentin	Cementum
Sűrűség	$1,8 \cdot 10^{-9} \text{t/mm}^3$	$1,87 \cdot 10^{-9} \text{t/mm}^3$	$2,65 \cdot 10^{-9} \text{t/mm}^3$	$1,9 \cdot 10^{-9} \text{t/mm}^3$	1560 t/mm ³
Young-modulusz	14 500 MPa	1 370 MPa	80 000 MPa	29 300 MPa	0,16 MPa
Poisson-tényező	0,323	0,3	0,25	0,3	0,49
Nyírési modulusz	5 480 MPa	527 MPa	32 000 MPa	11 153 MPa	0,0537 MPa
Kompressziós modulusz	13 650 MPa	1 140 MPa	53 333 MPa	24 166 MPa	2,666 MPa
Húzó szakítószilárdság	60 MPa	2,22 MPa	42,2 MPa	48,7 MPa	2,4 MPa
Húzó folyáshatár	55 MPa	2,12 MPa	37,2 MPa	70 MPa	2,3 MPa
Nyomó folyáshatár	117 MPa	2,54 MPa	100 MPa	130 MPa	-
Nyomószilárdság	130 MPa	2,44 MPa	150 MPa	250 MPa	-

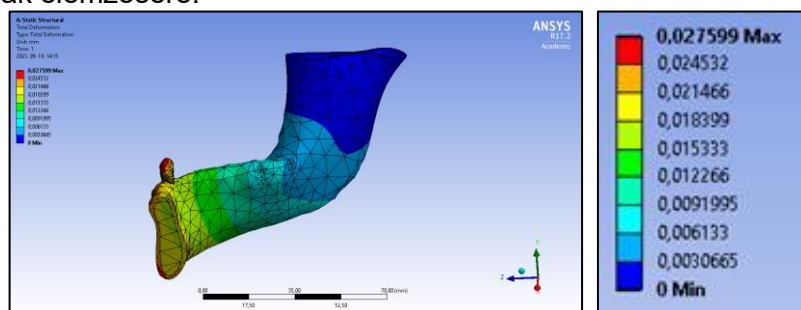
5. Eredmények

A szimulációs szoftver segítségével bemutattuk a valós állkapocs és fogak közötti teljes deformációt egy előzetesen meghatározott terhelés alatt, különböző anyagtulajdonságok mellett (lásd a 8. ábrát), valamint az egyes rétegek ekvivalens feszültségét. A szimuláció futtatása előtt tetraédes hálót építettünk a modellen, különös figyelmet fordítva arra, hogy a háló mintázatát a feszültségeloszlás vizsgálni kívánt területekre koncentráljuk. Minden csomópont szabadon mozoghatott az x, y és z tengely mentén. Az elemeket úgy alakítottuk ki, hogy a szoftver korlátain belül a lehető legpontosabbak legyenek.

A végeselemes analízis (FEA) során a feszültség, a törés, az erő és az elmozdulás értékelhető. A fogászati FEA-ban leggyakrabban használt paraméter a feszültség, különösen a maximális főfeszültség és a von Mises-értékek. A használni kívánt paraméter az anyag mechanikai tulajdonságaitól és a károsodási mechanizmust reprezentáló szilárdságelmélettől függ.

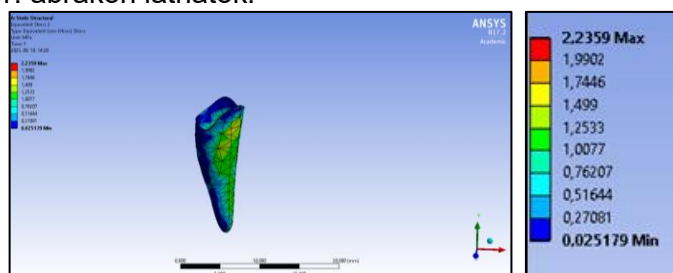
A maximális főfeszültség az a feszültség, amely merőleges a síkra, ahol nincs nyírófeszültség; pozitív értékei a húzófeszültséget, negatív értékei pedig a nyomófeszültséget jelzik. Ezt a paramétert akkor kell értékelni, amikor a maximális főfeszültség kritérium alapján történik az anyag tönkremenetele, azaz amikor a húzó maximális főfeszültség meghaladja az anyag határszilárdságát. Ez főként a rideg anyagokra vonatkozik, ahol a szakítófeszültség a törés fő oka. A von Mises-féle feszültség pedig egyenértékű feszültség, amely a térfogategységre jutó nyírási nyúlási energia alapján határozza meg a tönkremenetelt. Ez a paraméter elsősorban a képlékeny anyagokra, például fémekre vagy ötvözetekre vonatkozik.

Ezért a maximális főfeszültség értékeket olyan rideg szerkezeteknél kell értékelni, amelyek érzékenyek a húzófeszültség okozta tönkremenetelre, mint például a zománc. A fogazat hajlításkor rideg szilárdtestként viselkedik, míg összenyomáskor plasztikus viselkedést is mutathat. A mikroszerkezetű dentinben emiatt repedésnövekedés és rideg repedés léphet fel. Ezért a fogászati FEA-ban mind a maximális főfeszültséget, mind a von Mises-féle feszültséget használják a dentin feszültségeloszlásának elemzésére.

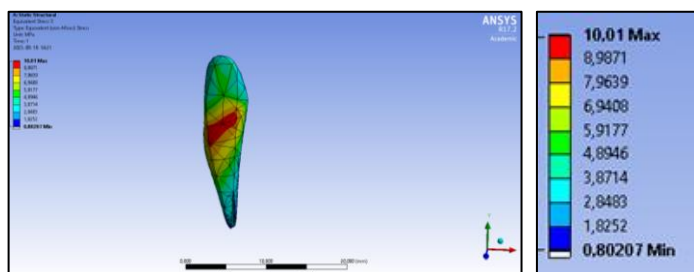


8. ábra. Teljes deformáció

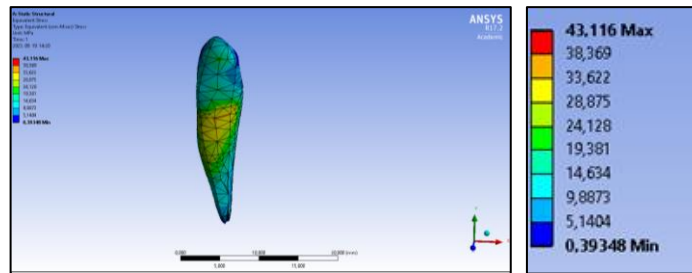
A fogak különböző rétegeikben a feszültségeloszlást külön megvizsgált, melyeknek eredményei a 9., 10. és 11. ábrákon láthatók.



9. ábra. A cementum egyenértékű feszültsége



10. ábra. A dentin egyenértékű feszültsége



11. ábra. A zománc egyenértékű feszültsége

A cementumra ható erők sokkal kisebbek voltak, mint a dentin hasonló területeire ható erők. A zománcre számított feszültségek szintén alacsonyabbak voltak, mint a dentinre ható feszültségek. Azonban a fog külső oldalán a feszültségek viszonylag magasabbak voltak, mint a belső részén.

6. Következtetés

A cementrétegben lévő feszültségek elsősorban a nyaki területen helyezkedtek el. A dentinben lévő feszültségek pedig főként a cement és a zománc találkozási területén koncentráálódtak.

A valóságos emberi állkapcsok és fogak kapcsolatainak felépítése lényegesen különbözőek lehetnek egymástól. Ezért egy állkapocs- és fog kapcsolat vizsgálata nem elég ahhoz, hogy releváns következtetéseket tudjunk levonni egy esetleges implantátum behelyezésekor. Ebből kifolyólag jövőbeli tervünk egy olyan program megírása, mellyel eltérő felépítésű állkapcsok és fogak kapcsolatának szimulációs vizsgálatát automatikusan elvégzi, és a beteg számára kiválasztja azt a fogpótlási módszert, ami számára az optimális.

Irodalomjegyzék

- [1] 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
- [2] Dong-Xu L, Hong-Ning W, Chun-Ling W, Hong L, Ping S, Xiao Y.: Modulus of elasticity of human periodontal ligament by optical measurement and numerical simulation. Angle Orthod. 2011, DOI: 10.2319/060710-311.1
- [3] Fill TS, Carey JP, Toogood RW, Major PW.: 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
- [4] Giannini M, Soares CJ, de Carvalho RM.: Ultimate tensile strength of tooth structures. Dent Mater. 2004, DOI: 10.1016/S0109-5641(03)00110-6
- [5] Gradl R, Zanette I, Ruiz-Yaniz M, Dierolf M, Rack A, Zaslansky P, Pfeiffer F. Mass: Density Measurement of Mineralized Tissue with Grating-Based X-Ray Phase Tomography, 2016, DOI: 10.1371/journal.pone.0167797
- [6] Habelitz S, Marshall SJ, Marshall GW Jr, Balooch M.: Mechanical properties of human dental enamel on the nanometre scale. Arch Oral Biol. 2001, DOI: 10.1016/S0003-9969(00)00089-3
- [7] Hai Yen Mai, Hang-Nga Mai, Du-Hyeong Lee: Computer-Based 3D Simulation Method in Dental Occlusion Education: Student Response and Learning Effect, 2020, DOI: 10.3390/app10176073
- [8] Christoph J. Roser, Andreas Zenthöfer, Christopher J. Lux, Stefan Rues: A new CAD/CAM tooth mobility simulating model for dental in vitro investigations, 2023, DOI: 27, pages 5131–5140
- [9] Moga RA, Buru SM, Chiorean CG, Cosgarea R.: Compressive stress in periodontal ligament under orthodontic movements during periodontal breakdown. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2021, DOI: 10.1016/j.ajodo.2020.10.021
- [10] Ralph WJ.: Tensile behaviour of the periodontal ligament. J Periodontal Res. 1982, DOI: 10.1111/j.1600-0765.1982.tb01172.x.
- [11] Martin Richter, Thorsten Peter, Stefan Rüttermann, Robert Sader, Lukas B. Seifert: 3D printed versus commercial models in undergraduate conservative dentistry training, 2021, DOI: 10.1111/eje.12742
- [12] Rees JS, Jacobsen PH. Elastic modulus of the periodontal ligament. Biomaterials. 1997, DOI: 10.1016/S0142-9612(97)00021-5
- [13] Ritthiti A, Sattabanasuk V, Karunratanakul K, Senawongse P.: Effect of Stress Generated by Occlusal Cyclic Force on Class I Bulk-Fill Composite Restoration Microleakage. Eur J Dent. 2022, DOI: 10.1055/s-0041-1735433
- [14] Toparli M, Koksals NS.: Hardness and yield strength of dentin from simulated nano-indentation tests. Comput Methods Programs Biomed. 2005, DOI: 10.1016/j.cmpb.2004.11.003
- [15] Weir CE.: Effect of Temperature on the Volume of Leather and Collagen in Water. Journal of Research of the National Bureau of Standards, 1948
- [16] Xu HC, Liu WY, Wang T.: Measurement of thermal expansion coefficient of human teeth. Aust Dent J. 1989, DOI: 10.1111/j.1834-7819.1989.tb04660.x.
- [17] Tianran Yuan, Ning Dai, Wenhe Liao, Xiaosheng Cheng: Single-Tooth Modeling for 3D Dental Model, 2010, DOI: 10.1155/2010/535329

- [18] Zhang YR, Du W, Zhou XD, Yu HY.: Review of research on the mechanical properties of the human tooth. *Int J Oral Sci*, 2014, DOI: 10.1038/ijos.2014.21
- [19] Ziskind D, Hasday M, Cohen SR, Wagner HD.: Young's modulus of peritubular and intertubular human dentin by nano-indentation tests. *J Struct Biol*. 2011, DOI: 10.1016/j.jsb.2010.09.010
- [20] Franco, A.B.G., Franco, A.G., de Carvalho, G.A.P., Ramos, E.V., Amorim, J.C.F. & de Martim, A.S. (2020) Influence of conservative endodontic access and the osteoporotic bone on the restoration material adhesive behavior through finite element analysis. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, 31, 2–7
- [21] Liu, S., Liu, Y., Xu, J., Rong, Q. & Pan, S. (2014) Influence of occlusal contact and cusp inclination on the biomechanical character of a maxillary premolar: a finite element analysis. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 112, 1238–1245