

Rekonstrukciós megoldások CT felvétel alapján készített állkapocsra

Reconstruction solutions for a jaw based on a CT scan

PAPP Klaudia¹, Dr. PIROS I. Attila¹

¹Neumann János Egyetem, 6000 Kecskemét, Izsáki út 10., +36 76 516 300, oktatasi.gamf@nje.hu, www.nje.hu

Abstract

This paper presents a back modeling of the relationship between a lower tooth and the lower jaw and possible finite element analysis methods. The primary goal of the study is to test the tooth-bone relationship itself on a more accurate geometric model. In most of the studies reviewed, a very simplified model is investigated, where each layer of tooth and jaw bone is not treated separately. In our study, the back-modelling focused on reproducing the integration of the tooth into the jaw, which allowed us to decompose the model into layers and to perform a computer simulation study of the whole model. The solid parts of the layered 3D model thus provided the opportunity to apply different material properties to different regions in the finite element analysis.

Keywords: Reverse Engineering, Finite element analysis, Computed Tomography (CT), Implant, Surface modelling

Kivonat

Jelen tanulmány egy alsó fog és az alsó állkapocs közötti kapcsolat visszamodellezését és lehetséges végelem analízis módszereit tartalmazza. A tanulmány elsődleges célja, hogy egy sokkal pontosabb geometriai modellen teszteljük le magát a fog és a csont kapcsolatát. A legtöbb megvizsgált tanulmányban egy nagyon leegyszerűsített modellt vizsgálnak, ahol a fog és az állkapocs csont egyes rétegei nincsenek külön kezelve. A mi kutatásunkban a visszamodellezés a fogak állkapocsba való integrációjának reprodukálására összpontosított, amivel lehetőség nyílt a modellek rétegekre bontására és a teljes modell számítógépes szimulációs vizsgálatára. A rétegekre osztott 3D modell szilárd részei ezáltal lehetőséget biztosítottak arra, hogy a végelelemes analízis során különböző anyagtulajdonságokat alkalmazzunk a különböző régiókban.

Kulcsszavak: Reverse Engineering, Végelem analízis, Computed Tomography (CT), Implantátum, Felületmodellezés

1. BEVEZETÉS

A jelen tanulmányban a cél az volt, hogy egy valóság-hű állkapocsmodellt alakítsunk át és szimuláljunk egy jövőbeli kutatáshoz. A kutatás során egy jól leírható mechanikai eszköz viselkedését vizsgáljuk élő, kevésbé kiszámítható biológiai környezetben. Az első lépésben egy röntgenfelvétel alapján készült fog- és állkapocsmodellt alakítottunk át olyan formátumúra, ami alkalmas végelelemes analízishez. Mivel a 3D röntgenfelvétel nem volt megfelelő erre a célra, ezért ezeket az kezdeti modelleket láthatjuk az 1. ábrán.

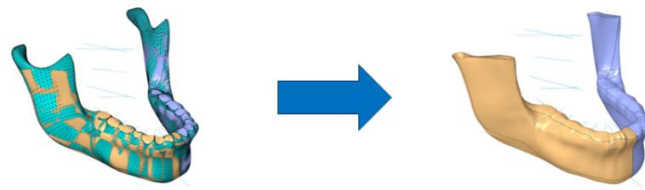


1. ábra. Az eredeti állkapocs modellje

2. AZ ÁLLKAPOCS VISSZAMODELLEZÉSE

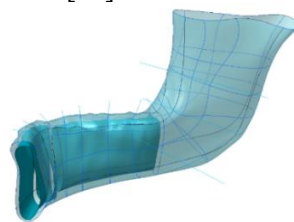
A fogak beépülésének reprodukálására irányult a rekonstrukció, hogy előkészítse azokat a későbbi számítógépes szimulációkhoz. Az eljárás során a PTC Creo 8 mechanikai CAD-rendszerben szkennelt 3D

adatokat használtunk fel. Az eredeti adatokat tesszellált geometriai formában importáltuk a Creo-ba (lásd a 2. ábrát). Ennek a geometriának további előkészítése szükséges volt a bonyolultsága miatt.



2. ábra. A tesszellált geometria átalakítása

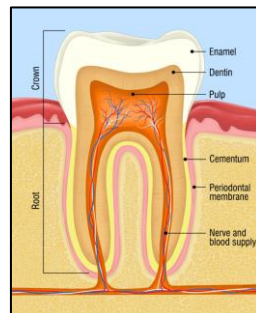
A CAD-rendszerben a poligonális görbéket sima NURBS (Nem Egységes Racionális B-Spline) görbékkel cseréltük le, míg a több ezer poligonális felületet néhány nagy NURBS felületre redukáltuk [5]. Ezáltal a rekonstruált geometria lehetővé teszi az állkapocs két rétegre való felosztását, kérgi és trabekuláris csontokra. Ezt a két réteget a 3. ábrán látható módon határoztuk meg. A két csontszerkezet közötti határvonalat a külső felületekhez képest eltolva hoztuk létre [11].



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

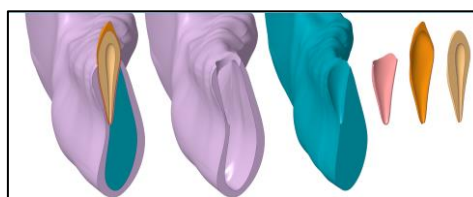
3. AZ ALSÓ FOGSOR VISSZAMODELLEZÉSE ÉS A ZÓNÁK MEGHATÁROZÁSA

A fogak számítógépes rekonstrukciója hasonló módon zajlott. A fogak rétegeit (zománc, dentin, cementum - lásd a 4. ábrát) geometriai eltolással hoztuk létre a külső felülettől [9][22].



4. ábra. A fogak rétegei

Az állkapocs és a fogak közötti parodontális hártya arányos eltolással lett kialakítva a gyökér felszínétől [7]. Ennek az előfeldolgozásnak köszönhetően az állkapocs-fogak kapcsolatának CAD-modellje több zónára van felosztva. A 3D modell szilárd részei lehetővé teszik különböző anyagtulajdonságok alkalmazását a vége-selemes analízis során a különböző régiókban (lásd a 5. ábrát) [16][17].



5. ábra. A fogak rétegei 3D modellben

4. VÉGESELEM ANALÍZIS A VISSZAMODELLEZETT ÁLLKAPOCS-ÉS FOGMODELL KAPCSOLATRA

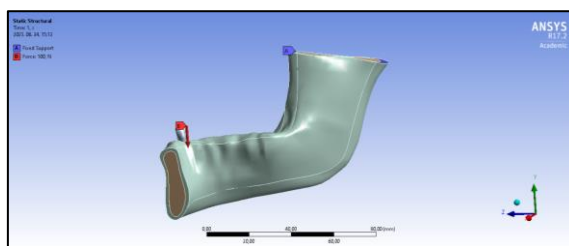
A végeelem analízis (Finite Element Analysis) egy hatékony módszer a szerkezetek vagy anyagok mechanikai viselkedésének tanulmányozására. Alkalmas többek között restauráláshoz használt anyagok feszültség- és alakváltozási viselkedésének megértésére és meghatározására. A FEA számítógépes szoftverekkel valós problémák elemzése lehetséges, ideértve a fogászati anyagokat és szerkezeteket is, mivel a szoftver képes numerikus elemzést végezni. A szerkezet geometriáját, hálóját és a restaurációs anyagok mechanikai tulajdonságaival jellemzett egyes elemekkel komplex problémák is megoldhatók.[25]

További számos előnye van:

- Segít a kutatóknak megérteni egy összetett szerkezet feszültségeloszlásait különböző forgatókönyvek mellett, olyan információkat szolgáltatva, amelyeket laboratóriumi kísérletekkel nehezebb lenne elérni.
- Egy pontos modell, megfelelő paraméterekkel és finom hálózattal rendelkező FEA eredményei reprodukálhatják a klinikai helyzeteket vagy kísérleteket.
- A végeelemes elemzés kevésbé költséges és időigényes, mint más módszerek.
- Lehetővé teszi a feszültség nagyságának és irányának meghatározását egy tárgy belsejében anélkül, hogy azt meg kellene semmisíteni [7].

A végeelemes elemzést az ANSYS 17.2 szoftver segítségével végeztük el. Az alkalmazott terhelést tekintve gyakran 80 ~ 800 N nagyságú függőleges vagy ferde terhelés szerepelt ezekben a tanulmányokban. [26] A legtöbb fogászati FEA-vizsgálatban többnyire egyponos terhelőerőt alkalmaztak egy modellezett fogra [27]. Ezekben a vizsgálatokban axiális terheléseket is alkalmaztak.

Emiatt a metszőfog szélétől 90°-os dőlésszöggel 100 N statikus terhelést alkalmaztunk. Az állkapocs végét választottuk támasztófelületnek (lásd a 6. ábrát).



6. ábra. A terhelés és a befogási pont meghatározása

Annak érdekében, hogy valósághoz közelítő eredményeket kapjunk, vizsgáltuk a valós állkapocs és fogak közötti kapcsolatot különböző anyagtulajdonságok mellett egy adott terhelés esetén [2][12][19]. Ennek érdekében meghatároztuk a különböző rétegek pontos anyagtulajdonságait, melyeket az 1. táblázatban található értékek reprezentálnak.

A rétegek anyagi tulajdonságai [3][4][6][14][20][21]

1. táblázat

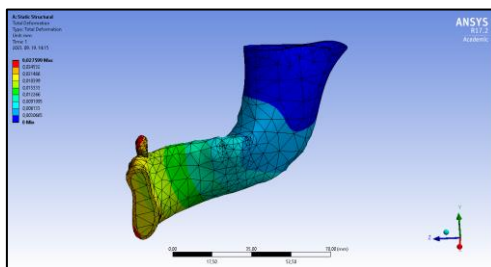
Material properties/ Layers	Cortical bones	Trabecular bones	Enamel	Dentine	Cementum
Density	1,8 g/cm ³	1,87 g/cm ³	2,65 g/cm ³	1,9 g/cm ³	1560 T/mm ³
Young-modulus	14 500 MPa	1 370 MPa	80 000 MPa	29 300 MPa	0,16 MPa
Poisson's ratio	0,323	0,3	0,25	0,3	0,49
Shear-modulus	5 480 MPa	527 MPa	32 000 MPa	11 153 MPa	0,0537 MPa
Bulk-modulus	13 650 MPa	1 140 MPa	53 333 MPa	24 166 MPa	2,666 MPa

Isotropic secant coefficient of thermal expansion	$27,5 \cdot 10^{-6} \frac{1}{^{\circ}\text{C}}$	$27,5 \cdot 10^{-6} \frac{1}{^{\circ}\text{C}}$	$16,96 \cdot 10^{-6} \frac{1}{^{\circ}\text{C}}$	$10,59 \cdot 10^{-6} \frac{1}{^{\circ}\text{C}}$	$540 \cdot 10^{-6} \frac{1}{^{\circ}\text{C}}$
Tensile Ultimate Strength	60 MPa	2,22 MPa	42,2 MPa	48,7 MPa	2,4 MPa
Tensile Yield Strength	55 MPa	2,12 MPa	37,2 MPa	70 MPa	2,3 MPa
Compressive Yield Strength	117 MPa	2,54 MPa	100 MPa	130 MPa	-
Compressive Ultimate Strength	130 MPa	2,44 MPa	150 MPa	250 MPa	-

4.1. Szimulációs eredmények

A szimulációs szoftver segítségével bemutattuk a valós állkapocs és fogak közötti teljes deformációt egy előzőleg meghatározott terhelés alatt, különböző anyagtulajdonságok mellett (lásd a 7. ábrát), valamint az egyes rétegek ekvivalens feszültségét [8][13][18].

A szimuláció lefuttatása előtt a modellen tetraéderes hálót építettünk fel, ügyelve arra, hogy a háló mintázatát arra a régióra koncentráljuk, ahol a feszültségeloszlást szeretnénk vizsgálni. Minden egyes csomópont szabadon mozoghatott az x, y és z síkban. Az elemeket úgy építettük fel, hogy a szoftver korlátain belül a lehető legpontosabbak legyenek [20].



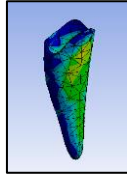
7. ábra. Teljes deformáció

A FEA-ban a feszültség, a törés, az erő és az elmozdulás értékelhető az elemzéssel. A fogászati FEA-ban a legszélesebb körben használt paraméter a feszültség. Leggyakrabban a maximális főfeszültség és a von Mises-értékek szerepelnek. Annak meghatározása, hogy melyik paramétert kell használni, az anyag mechanikai tulajdonságaitól, valamint a károsodási mechanizmust reprezentáló szilárdságmélettől függ.[23]

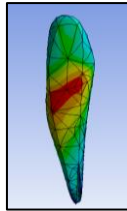
A maximális főfeszültség a síkhoz merőleges feszültség, amelyen nincs nyírófeszültség, a pozitív értékek a húzófeszültséget, míg a negatív értékek a nyomófeszültséget képviselik. Ezt a paramétert akkor kell értékelni, amikor a maximális főfeszültség kritérium, azaz egy tárgy tönkremenetele, azon a ponton következik be, ahol a húzó maximális főfeszültség meghaladja az anyag határszilárdságát, tönkremeneteli mechanizmusnak tekintik, ami a legtöbb rideg anyagra vonatkozik. A szakítófeszültség a rideg anyagok töréseinek fő oka. Másrészt a von Mises-féle kritériumon alapuló egyfajta egyenértékű feszültség, amely szerint a tönkremenetel azon a ponton következik be, ahol a térfogategységre jutó nyírási nyúlási energia meghaladja az anyag határnyúlási energiasűrűségét. Ez a paraméter elsősorban a képlékeny anyagok, például fémek vagy ötvözetek tönkremenetelére vonatkozik. Ezért a maximális főfeszültség értékeket olyan rideg szerkezeteknél kell értékelni, amelyek érzékenyebbek a húzófeszültség okozta tönkremenetelre, mint például a zománc. A fogazat hajlításkor rideg szilárdtestként viselkedik, míg összenyomáskor plasztikus viselkedést is mutat. A mikroszerkezetű dentinben emiatt repedésnövekedés, majd rideg repedés léphet fel. Ezért a

fogászati FEA-ban mind a maximális főfeszültséget, mind a von Mises-féle feszültséget használják a dentinben lévő feszültségeloszlás elemzésére. [23]

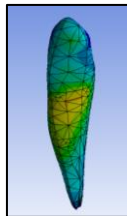
A fogak különböző rétegeiben a feszültségeloszlást külön-külön vizsgáltuk, melynek eredményei megtalálhatók a 7., 8. és 9. ábrákon [10][15][23].



8. ábra. A cementum egyenértékű feszültsége



9. ábra. A dentin egyenértékű feszültsége



9. ábra. A zománc egyenértékű feszültsége

A cementumra ható erők sokkal kisebbek voltak, mint a dentin hasonló régióira ható erők. A zománcre számított feszültségek szintén kisebbek voltak, a dentinre ható feszültségek. [24]

A fog külső oldalán a feszültségek azonban viszonylag magasak voltak, mint a belső részén.

5. KÖVETKEZTETÉS

A cementrétegben lévő feszültségek főként a nyaki területen oszlottak el. A dentinben lévő feszültségek főként a cement és a zománc kapcsolódási területén koncentráálódtak.

Az emberi állkapcsok és fogak valóságos kapcsolatai jelentősen eltérőek lehetnek egymástól. Ezért az állkapocs és a fogak közötti kapcsolat vizsgálata önmagában nem elegendő ahhoz, hogy releváns következtetéseket vonjunk le egy esetleges implantátum beültetésekor. Ennek eredményeként a jövőbeni terveink között szerepel egy olyan program fejlesztése, amely automatikusan végezni tudja különböző felépítésű állkapcsok és fogak közötti kapcsolat szimulációs vizsgálatát. Ez a program a beteg számára a legoptimálisabb fogpótlási módszert választaná ki.

KÖSZÖNETNYILVÁNÍTÁS

A cikkben bemutatott kutatás a 2020-1.1.2-PIACI-KFI-2020-00052 számú pályázat támogatásával jött létre. A projekt az Innovációs és Technológiai Minisztérium a Nemzeti Kutatási, Fejlesztési és Innovációs Hivatal által meghirdetett pályázat keretében valósult meg.

IRODALMI HIVATKOZÁSOK

- [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, Koksall 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] Ganesh Pandurang Mengal, Jyoti Nadgere, Sabita M Ram, Naisargi Shah: A Comparative Evaluation of Stress Distribution by Three Different Designs of Prefabricated Metal Posts on Endodontically Treated Permanent Maxillary Central Incisor: A Three-dimensional Finite Element Study, *Journal of Contemporary Dentistry,* 2015
- [21] Johnny G. Cailleteau, MS, DDS, MS, Monty R. Rieger, MS, PhD, and J. Ed Akin, PhD: A Comparison of Intracanal Stresses in a Post- Restored Tooth Utilizing the Finite Element Method, *JOURNAL OF ENDODONTIC,* 1992
- [22] Morin DL, Douglas WH, Cross M, DeLong R.: Biophysical stress analysis of restored teeth: experimental strain measurement, *Dent Mater,* 1988
- [23] Ronald Ordinola-Zapata, Fei Lin, Sanket Nagarkar, Jorge Perdigão: A critical analysis of research methods and experimental models to study the load capacity and clinical behaviour of the root filled teeth, *International Endodontic Journal,* 2022
- [24] AM Shaw, GT Sameshima, HV Vu: Mechanical stress generated by orthodontic forces on apical root cementum: a finite element model, *Orthod Craniofacial Res* 7, 2004
- [25] Shoeb Yakub Shaikh, Shahnawaz Mulani, Safia Shoeb Shaikh: Stress Distribution on Root Dentin Analogous to Natural Teeth with Various Retentive Channels Design on the Face of the Root with Minimal or No Coronal Tooth Structure: A Finite Element Analysis, *Contemporary Clinical Dentistry,* 2019
- [26] 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
- [27] 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