

A SZIVACSOS CSONT MECHANIKAI ANIZOTRÓPIÁJÁNAK MÉRÉSE MIKROSZERKEZETI VÉGESELEMES SZIMULÁCIÓ SEGÍTSÉGÉVEL, A SZERKEZETI ANIZOTRÓPIA FIGYELEMBE VÉTELÉVEL

Lakatos Éva¹, Nagy Dominik², Dobó-Nagy Csaba³

¹Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem, Tartószerkezetek Mechanikája Tanszék

²CityDent Implantológiai Centrum és Esztétikai Fogászat

³Semmelweis Egyetem Orális Diagnosztikai Tanszék

lakatoseva@mail.bmc.hu

DOI: 10.17489/biohun/2015/1/01

Absztrakt

Jelen vizsgálat célja a foggyökér környezetében, a terhelések hatására kialakuló anizotrópia mérése volt. A vizsgálatokhoz 10 különböző korú férfi és nő állcsontjából származó 10 darab mintát vetettünk alá mikro-CT vizsgálatnak. A szerkezeti anizotrópia mérését beillesztett ellipszoidok – a csontállomány belső pontjai környezetében a legnagyobb olyan ellipszoid, ami úgy írható a pont köré, hogy belsejében csak csontanyagot tartalmaz, és felülete érinti a velőüreget – segítségével végeztük. Feltételezve, hogy a szerkezeti és mechanikai anizotrópia főirányai megközelítőleg egybeesnek, a kapott domináns irányokban kivágott csontkockákra mikroszerkezeti végeselemes modellt generálva lehetővé vált a szivacsos állcsont mechanikai anizotrópiájának közelebbi megismerése. A mikroszerkezet végeselemes szimulációja segítségével mérhető volt a foggyökér környezetéből származó csontminták esetén a mechanikai anizotrópia foka és becsülhető a három domináns iránybeli rugalmassági modulus.

Kulcsszavak: szivacsos csont, anizotrópia, μ FEM

Micro-FEM based mechanical anisotropy measurement of the trabecular bone, in view of the structural anisotropy

Abstract

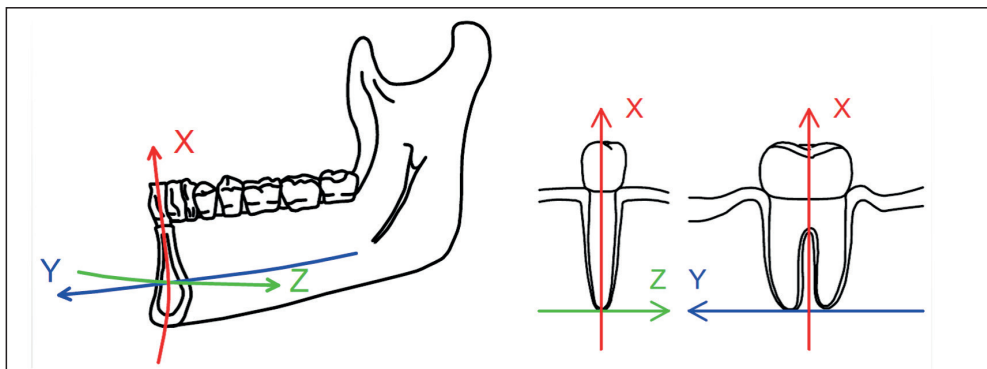
The present study aimed to determine the anisotropy around the tooth root, resulting from the loads of the jaw. 10 specimens from 10 patients were submitted to micro-CT scanning. The measurement of the structural anisotropy was conducted by means of inserted ellipsoids – the largest ellipsoids around certain points in the material, which contain bone and their surfaces touch the medullary cavity. Assuming that the principal directions of the structural and mechanical anisotropy approximately coincide with each other, conclusions could be drawn about the mechanical anisotropy of the trabecular bone, by generating a microstructural finite element model of bone cubes cut in the dominant directions. By means of the finite element simulations of the microstructure, the degree of the anisotropy could be measured and an estimation of the Young moduli in the three dominant directions could be given.

Keywords: trabecular bone, anisotropy, FEM

Bevezetés

A szivacsos csont szerkezeti és mechanikai anizotrópiájának kérdése a csontmechanika aktívan kutatott területei. A szivacsos csont terheléshez igazodó gerendázatos szerkezete és a változó terhelési viszonyokhoz történő alkalmazkodása a nagyobb csöves csontok (pl. combcsont, lábszárcsont) végdarabjaiban szabad szemmel is megfigyelhető, míg egyes csontok (pl. állcsontok) esetén az összetett terhelési viszonyok miatt az irányítottág kevésbé szembe tűnő. Az állcsontok esetén a fogakról a csontra átadódó rágóterhelést a gyökérhártya (periodontal ligament) rostjai közvetítik, melyek iránya a fog koronája és a gyökércsúcs között szakaszonként változó. Az állcsontok – elsősorban mechanikai – anizotrópiájának ismerete, egyéb mechanikai tulajdonságok mellett fontos tényezőt jelent a fogászati implantátumok és különféle állcsontot érintő szájszsebészeti beavatkozások tervezésében. A szerkezeti anizotrópia mérésének legelterjedtebb eszközei a CT vagy mikro-CT felvételeken alapuló módszerek, melyek némelyikéhez fellelhető kísérleti úton validált, a mechanikai anizotrópia számítására alkalmas összefüggések. Ezek hiányában a mechanikai anizotrópia mérése jól megválasztott irányokban végzett törőkísérletekkel, vagy mikroszerkezeti végelesemes szimulációkkal lehetséges. Az állcsontok rugalmassági modulusának

meghatározásával számos szakirodalmi forrás foglalkozik. Misch és mtsai. hengeres csontmintákon végeztek nyomókísérleteket.¹ A hengereket függőleges irányban fűrták ki a csontból, és fagyaszta tárolták. A tömör csontréteggel borított minták esetén 24,9-240 MPa közötti Young-modulust mértek 96,2 MPa középértékkel és 40,6 MPa szórással, míg a tisztán szivacsos csontot tartalmazó próbatestek esetén ez 3,5-125,6 MPa volt, 56,0 MPa középértékkel és 29,6 MPa szórással. O'Mahony és mtsai. egyetlen halott állcsontjából származó 7 fagyaszta tárolt szivacsos csontkocka nyomókísérletét végezték el, három, anatómiailag jellegzetes irányban: infero-superior (függőleges), bucco-lingualis (vízszintes a mandibula ívére merőleges irányban), valamint mesio-distalis (vízszintes a mandibula ívének irányában).² A három irányban, sorrendben 114, 511 és 907 MPa értéket mértek. Az említett két munka az implantációs fogpótlás szempontjából érdekes területre, az alsó állcsont íves, fogakat hordozó (corpus mandibulae) részére koncentrált, míg van Eijden és mtsai. a szivacsos csontot nagyobb mennyiségben tartalmazó, viszont implantációs fogpótlásban nem érintett területről, az állcsont hátsó ízületi nyúlványából (processus condylaris) származó, balzsamozással tartósított mintákat vizsgálták. Vízszintes és függőleges irányban végeztek nyomókísérleteket. Vízszintes irányban 438 MPa, míg függőleges irányban 157 MPa



1. ábra. Az állcsont anatómiailag jellegzetes irányai az alsó állcsonton szemléltetve (x: infero-superior, y: mesio-distalis, z: bucco-lingualis)

rugalmassági modulus értéket közöltek.³ Lakatos és mtsai. az alsó állcsontból származó, friss csontmintákon, vízszintes irányban 6,9 és 199,5 MPa közötti értékeket mértek.⁴ A szakirodalomban fellelhető többirányú mérések az állcsontnak a korábban említett, anatómiailag jellegzetes három irányára (1. ábra) koncentrálnak, melyek a fogak környezetében nagy valószínűséggel eltérnek a terhelések, és ezáltal az anyagi anizotrópia domináns irányaitól. A csontszerkezet irányultsága hatékonyan vizsgálható mikro-CT felvételek segítségével. A szivacsos csont anizotrópiája az ortotropnak tekinthető geometriai tulajdonságai miatt jellemezhető a három kitüntetett iránnyal és az egyes irányokhoz rendelt, az adott irány dominanciáját jellemző számértékekkel.⁵ A csontmechanikában gyakran alkalmazott, ún. váztenzorok az ortotrop architektúra anizotrópiájának 3×3 -as mátrixok segítségével történő leírására alkalmasak, ahol a tenzor sajátvektorai adják a kitüntetett irányokat és a hozzájuk tartozó megfelelő sajátértékek az adott irány dominanciáját. A váztenzorok jelentősége a szivacsos csont anizotrópiájának vizsgálata szempontjából abban rejlik, hogy a vázszerkezet és a mechanikai tulajdonságok összefüggnek.⁶ Először Cowin,⁵ majd Zysset és Curnier⁷ tették javaslatot a váztenzor sajátértékei és az ortotrop anyagi tulajdonságokat leíró merevségi tenzor elemei közötti kapcsolat matematikai leírására.

Módszerek

A foggyökeret övező szivacsos csont anizotrop anyagjellemzőinek lehető legpontosabb meghatározásához a szerkezeti anizotrópia főirányait a mikro-CT felvételek vizsgálatán alapuló, beillesztett ellipszoidok módszerével vizsgáltuk.⁸

Mintavétel és mikro-CT vizsgálatok

A csont anizotrópiájának meghatározásához a Semmelweis Egyetem Fogorvostudományi Karának Önálló Radiológiai Részlege laborjában 10 különböző korú férfi és nő állcsontjából származó 10 darab mintát vetettünk alá mikro-CT vizsgálatnak. A mintavételt és a mikro-CT vizsgálatokat a Tudományos és Kutatásügyi Bizottság (141/2010 TUKEB engedélyszámmal) jóváhagyta. Az állcsont részletek eltávolítását az orvosi okokból indokolt szájszűrés műtétek során szakképzett szájszűrés végzte. A kutatási minták kinyerését az eredetileg tervezett műtéti beavatkozás során végeztük el, a pácienseknek nem járt többlet beavatkozással. A minták kinyerése a következő két típusú műtéti beavatkozás során történt: fog vagy foggyökér sebészi eltávolítása az állcsontból (sculptio) és a fog gyökércsúcsának sebészi eltávolítása, és közvetlen környezetének megtisztítása (gyökércsúcs resectio). A fenti két beavatkozást helyi érzéstelenítésben végeztük, ambuláns szájszűrés ellátás keretein belül. A műtét során részlegesen eltávolítottuk a foggyökeret fedő vestibularis csontot (az állcsont kifelé, a szájtornác felé néző felszíne), speciális csontsebészeti fűrök segítségével. Ezen csontot használtuk fel a következőkben ismertetett kutatás céljára. Ezt követően eltávolítottuk a foggyökeret vagy a fog gyökércsúcsi részletét, a műtét típusától függően. A sebet egyszerű, csomós öltésekkel zárták. A páciensek a beavatkozásról és annak kockázatairól minden szükséges tájékoztatást megkaptak, és a csontminták tudományos célú felhasználásához hozzájárultak.

Az irányultság vizsgálatához szükséges volt, hogy a csontminta eredeti, csontban elfoglalt helyét és irányát pontosan rögzítsük, ennek érdekében a műtétet végző orvos a mintákra röntgenárnyékot adó, guttapercha nevű anyaggal jelet helyezett. A minták fog körül elfoglalt helyét és irányát, valamint a jelölés helyét

gondosan feljegyezte. A kinyert mintákat a feldolgozásig formalinban tároltuk, majd szerkezetüket mikro-CT segítségével vizsgáltuk (2. ábra).

Az előzőekben ismertetett módon nyert csont-részletek mikro-CT vizsgálatával a próbatések szeleteiről készült felvételeket nyerjük. A 3. ábrán látható példában a csont részlet alsó (3.a ábra), középső (3.b ábra) és felső (3.c ábra) részéről készült képszeleteket emeltük ki. A 3. ábrán látható képszeleteken a nagyobb sugárgyengítésű anyagok világosabb színnel jelöltek, a 3.c ábrán a guttapercha jelölés élénk fehér foltként jelenik meg.

A szivacsos csont háromdimenziós irányultságát a képszeleteket reprezentáló kétdimenziós mátrixokból összefűzött háromdimenziós mátrixok segítségével vizsgáltuk a csontra és a csontközötti velőüregre jellemző értékek szétválasztása, a binarizálás után (4. ábra). A szivacsos csont szerkezeti anizotrópiáját a

binarizált adatállományból kivágott, tisztán szivacsos csontot tartalmazó résztartományon vizsgáltuk (4.c ábra).

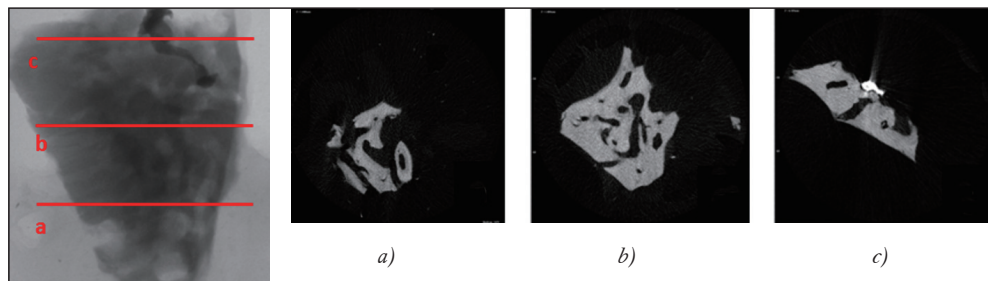
A szerkezeti anizotrópia mérése

A beillesztett ellipszoidokon alapuló szerkezeti anizotrópia mérési eljárás alapelve, hogy a tartomány egyes pontjaiban keressük azt a legnagyobb ellipszoidot, ami úgy írható a pont köré, hogy belsejében csak csontanyagot tartalmaz, és felülete érinti a velőüreget (síkban ábrázolva lásd az 5. ábrán). Az ellipszoidot egy kiindulási gömb fokozatos növelésével kapjuk. A velőüreg elérésekor az érintési pont irányában rögzítjük az ellipszoid legrövidebb tengelyét, és először forgási ellipszoidként, majd a második csonton kívüli pont elérése után általános ellipszoidként növeljük tovább.⁸

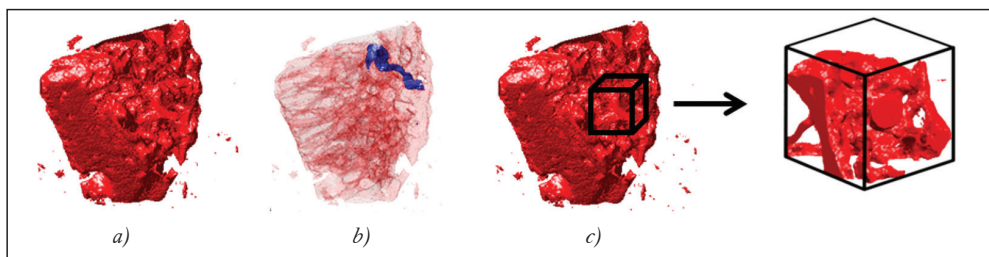
A csont részlet anizotrópiája az egyes pontokra meghatározott ellipszoidok összegzésével nyert eredő ellipszoid főtengelyeivel jellemezhető, és



2. ábra. Mintavétel: a foggyökér környezetéből származó csontminták



3 ábra. Mikro-CT felvételek képszeletei (a világos szín a csont anyagát, az élénk fehér szín [c ábra] a guttapercha jelölést ábrázolja)⁸

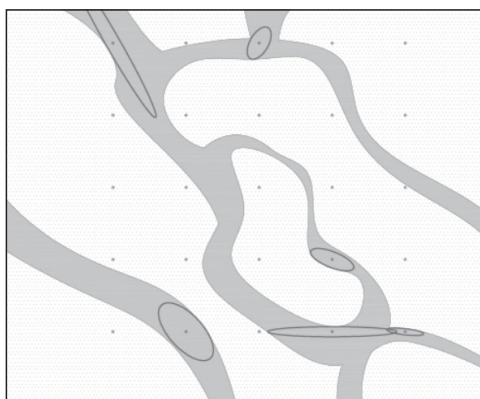


4. ábra. Az adatállomány előkészítése. a) binarizálás; b) guttapercha jelölés azonosítása; c) tisztán szivacsos csontrésztlet kivágása⁸

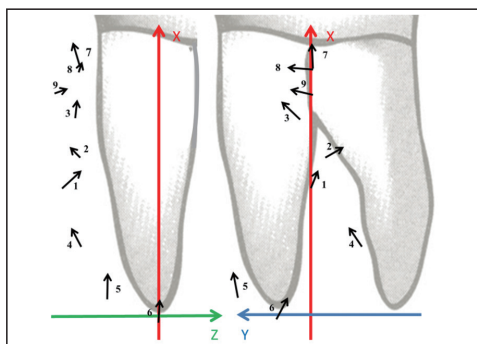
az ellipszoidok főtengelyei felhasználásával a csontrésztletre jellemző váztenzor számítható volt (1. táblázat). Az irányultságok összevetetősége érdekében a váztenzorokat és az eredő ellipszoidokat az anatómiai irányoknak megfelelő koordináta-rendszerbe transzformáltuk (1. ábra). A mérési eredmények alapján megállapítható, hogy a fog környezetében a szivacsos csont mérhető és kimutatható an-

izotrópiával rendelkezik. A 7. ábrán az egyes csontminták vizsgálatából nyert domináns irányok – az átlagos váztenzorok első sajátvektorai – láthatók egy idealizált zápfog gyökerének környezetében megjelenítve.

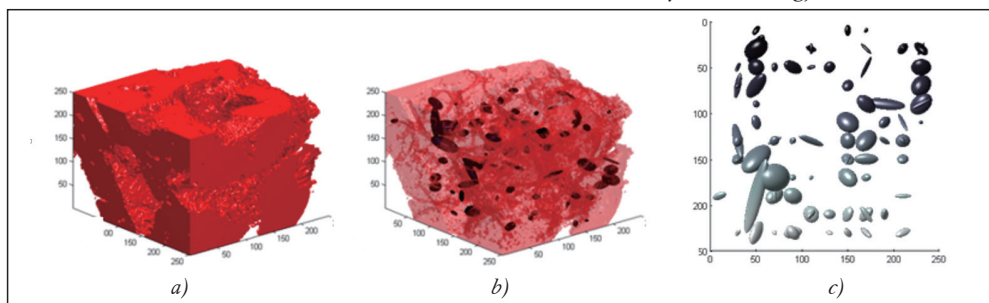
Az állcsont szivacsos állománya a nagyobb csöves csontokkal ellentétben nem mutat szabad szemmel megfigyelhető anizotrópiát, a fenti



5. ábra. Beillesztett ellipszoidok módszerének illusztrálása síkban⁸



7. ábra. Az egyes csontminták vizsgálatából nyert átlagos váztenzorok legnagyobb sajátértékű sajátvektorai egy idealizált zápfog gyökerének környezetében megjelenítve⁸



6. ábra. A beillesztett ellipszoidok megjelenítése. a) egy csonttartomány; b) ellipszoidok a tartomány belsejében; c) csont nélkül⁸

	Váztenzor	Sajátértékek és sajátvektorok
1	$\begin{bmatrix} 0.3369 & 0.0908 & 0.1823 \\ 0.0908 & 0.3237 & -0.0072 \\ 0.1823 & -0.0072 & 0.3417 \end{bmatrix}$	0.5386 [0.7099 0.2784 0.6469] 0.3330 [-0.0564 -0.8931 0.4462] 0.1306 [-0.7020 0.3533 0.6184]
2	$\begin{bmatrix} 0.3256 & -0.0007 & 0.0274 \\ -0.0007 & 0.3109 & 0.0352 \\ 0.0274 & 0.0352 & 0.3691 \end{bmatrix}$	0.3946 [-0.3410 -0.3620 -0.8676] 0.3217 [0.8610 -0.4906 -0.1338] 0.2893 [0.3772 0.7926 -0.4790]
3	$\begin{bmatrix} 0.3771 & 0.0178 & -0.0214 \\ 0.0178 & 0.3456 & -0.0133 \\ 0.0436 & -0.0133 & 0.2821 \end{bmatrix}$	0.3909 [0.8826 0.4131 -0.2244] 0.3378 [0.4333 -0.9000 0.0474] 0.2762 [0.1824 0.1390 0.9734]
4	$\begin{bmatrix} 0.3407 & -0.0155 & -0.0044 \\ -0.0155 & 0.3263 & 0.0044 \\ -0.0044 & 0.0044 & 0.3330 \end{bmatrix}$	0.3525 [-0.7986 0.5234 0.2972] 0.3163 [0.5229 0.8479 -0.0881] 0.3312 [0.2981 -0.0850 0.9507]
5	$\begin{bmatrix} 0.3643 & -0.0073 & -0.0016 \\ -0.0073 & 0.3144 & -0.0013 \\ -0.0016 & -0.0013 & 0.3212 \end{bmatrix}$	0.3654 [0.9896 -0.1403 -0.0306] 0.3215 [0.0037 -0.1881 0.9821] 0.3131 [-0.1436 -0.9721 -0.1857]
6	$\begin{bmatrix} 0.3482 & 0.0244 & 0.0202 \\ 0.0244 & 0.3242 & 0.0049 \\ 0.0202 & 0.0049 & 0.3223 \end{bmatrix}$	0.3714 [0.8067 0.4552 0.3770] 0.3183 [0.0018 -0.6398 0.7686] 0.3050 [0.5910 -0.6193 -0.5169]
7	$\begin{bmatrix} 0.3774 & -0.0006 & -0.0232 \\ -0.0006 & 0.3173 & -0.0005 \\ -0.0232 & -0.0005 & 0.3061 \end{bmatrix}$	0.3843 [0.9587 -0.0068 -0.2844] 0.3174 [0.0030 -0.9994 0.0339] 0.2992 [-0.2844 -0.0333 -0.9581]
8	$\begin{bmatrix} 0.3225 & -0.0049 & -0.0104 \\ -0.0049 & 0.4483 & 0.0004 \\ -0.0104 & 0.0004 & 0.2292 \end{bmatrix}$	0.4485 [0.0394 -0.9992 -0.0038] 0.3235 [-0.9932 -0.0395 0.1093] 0.2280 [-0.1094 -0.0005 -0.9940]
9	$\begin{bmatrix} 0.3237 & 0.0066 & 0.0258 \\ 0.0066 & 0.3550 & -0.0256 \\ 0.0258 & -0.0256 & 0.3215 \end{bmatrix}$	0.3700 [0.1780 -0.8283 0.5312] 0.3417 [0.7830 0.4462 0.4334] 0.2885 [-0.5961 0.3388 0.7280]

1. táblázat. A mikro-CT felvételekből beillesztett ellipszoidokkal nyert, szerkezeti anizotrópiát leíró váztenzorok

vizsgálatok alapján azonban megállapítható, hogy az állcsont is rendelkezik anizotrópiával. Domináns iránya a fog környezetében az egyes csontminták átlagos váztenzorai legnagyobb sajátértékű sajátvektorai irányával jellemezhető.

A rugalmassági modulus meghatározása a kitüntetett irányokban

A szivacsos csont anyagát – szöveti szinten – izotropnak feltételezve a makroszinten ortotropnak tekinthető anyag ortotrópia főirányai közelíthetők a szerkezeti anizotrópia főirányaival. A mikro-CT által szolgáltatott adatállományból minden csontminta esetén kivágtunk egy kocka alakú tartományt úgy, hogy a kocka oldalainak normálisai a szerkezeti anizotrópia – előző fejezetben ismertetett – kitüntetett irányjaival egybeessenek.

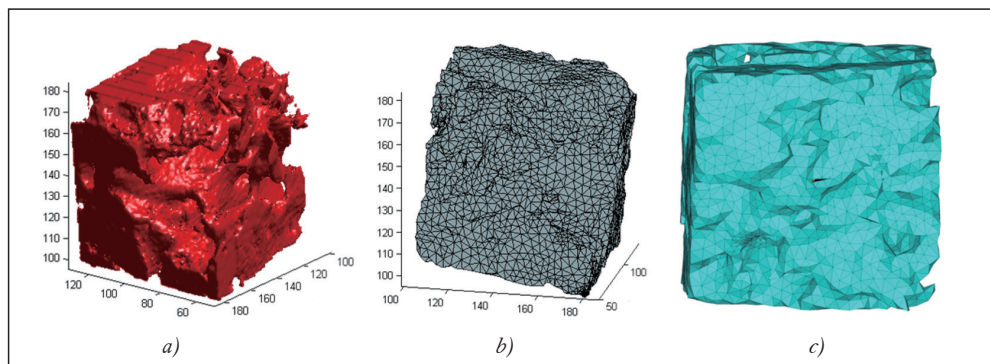
Az így kapott kocka alakú tartományok belsőjében a szivacsos csontállományt tetraéder térfogatelemekkel behálóztuk. A hálózáshoz a Matlab környezetben futó, szabad hozzáférésű iso2mesh programot használtuk.⁹ A hálózás a korábban vizsgált kilenc csontminta közül nyolc esetén volt lehetséges, egynek a szivacsos állománya nem volt megfelelően behálózható a további végeleemes vizsgálatokhoz. A kapott hálózathoz az Ansys programrendszer SOLID185

típusú térfogatelemét rendeltük, lineárisan rugalmas anyagot feltételezve. A szivacsos csont anyagállandóit szakirodalmi adatokra támaszkodva választottuk meg, rugalmassági modulusára 7 GPa, Poisson tényezőjére 0,3 értéket feltételeztünk.^{10,11} Az így kapott végeleemes modellt az Ansys programrendszerben vizsgáltuk tovább. A mikro-CT adatállományból létrehozott végeleemes hálót a 8. ábra szemlélteti.

A kocka alakú csontállományok végeleemes modelljeit a három kitüntetett irányban egytengelyű nyomóvizsgálatnak vetettük alá. A vizsgált irányban egyik lapján megtámasztott csontkockát a szemközti lapon elmozdulás teherrel terheltük, és az így ébredő reakciók ismeretében az adott irányra jellemző, makroszintű rugalmassági modulus számítható volt.

Eredmények

A végeleemes vizsgálatnak alávetett nyolc csontminta közül kettő esetén a számított rugalmassági modulus értékek oly mértékben meghaladták a szivacsos csont esetén várható nagyságrendet, hogy ezek a minták feltételezhetően inkább a fogmedri – alveoláris – kortikális és a szivacsos csont közötti átmeneti tartományból származtak, mint egyértelműen a szivacsos állományból (2. táblázat, alsó két



8. ábra. A kocka alakú csonttartományok végeleemes modellje. a) a CT adatállomány; b) tetraéderháló; c) végeleemes modell

sor). Az ezen két minta esetén mért kiugróan alacsony anizotrópia is az előző feltevést támasztja alá. A további hat minta esetén az első főirányban mért rugalmassági modulus értékek az 525,6 és 2068,4, a második főirányban 446,4 és 1614,0, a harmadik főirányban 156,0 és 1382,2 közötti értéktartományban mozogtak. Az anizotrópia fokát a legerősebb és leggyengébb irányokban mért rugalmassági modulusok arányával definiálva, annak értéke 1,4 és 3,4 között változott. A szerkezeti anizotrópia három kitüntetett irányában mért rugalmassá-

E_1 [MPa]	E_2 [MPa]	E_3 [MPa]	E_1/E_3
675,8	621,7	293,4	2,3
1559,2	1297,3	782,6	2,0
1175,1	821,1	456,9	2,6
525,6	446,4	156,0	3,4
2068,4	1614,0	1382,2	1,5
1193,8	888,1	823,3	1,4
5083,1	4863,8	4234,1	1,2
4927,8	4532,5	4337,9	1,1

2. táblázat. A mikroszerkezeti végeelemes szimuláció végeredményeként kapott rugalmassági modulus értékek és az anizotrópia foka

gi modulus értékeket a 2. táblázat első három oszlopa tartalmazza. Az anizotrópia foka a 2. táblázat negyedik oszlopában olvasható.

Értékelés

A szerkezeti anizotrópia ismeretében, a mechanikai anizotrópia mérésére kidolgozott módszer a csontrésztlet mikro-CT felvételének

feldolgozásán alapul. A csontszerkezet kitüntetett irányait beillesztett ellipszoidok – egy adott pont körüli legnagyobb olyan ellipszoid, ami úgy írható a pont köré, hogy belsejében csak csontanyagot tartalmaz, és felülete érinti a velőüreget – segítségével határozza meg. Az ortotrop anyag főirányait a csontszerkezet kitüntetett irányjaival becsülve a három irányhoz tartozó rugalmassági modulus értékek mikroszerkezeti végeelemes szimulációval meghatározhatók voltak.

A kidolgozott eljárás segítségével élő fog környezetéből származó csontminták felhasználásával kimutattuk, hogy az állcsont szivacsos állománya szabad szemmel nem megfigyelhető, de mikro-CT segítségével hatékonyan mérhető anizotrópiával rendelkezik. A mért rugalmassági modulus értékek némiképp meghaladják a szakirodalomban az állcsont-ra közölt értékeket, amit a minták állcsontban való eltérő elhelyezkedése indokol. A szakirodalomban tárgyalt vizsgálatok túlnyomó többsége a fogatlan állcsontra koncentrált, melynek a fog elvesztése miatt lecsökkent terhelése a merevség csökkenéséhez vezet a jelen munkában vizsgált, foggyökér körüli csontanyaghoz képest. Mindazonáltal az anizotrópia foka némiképp elmarad a fogatlan állcsontok nyomókísérletekben mért értékeihez képest.

Az állcsont szivacsos állományának anyagjellemzői lehető legpontosabb ismerete elengedhetetlen feltétele egyes szájsebészeti beavatkozások, csontpótló anyagok és implantátumok tervezésének. A mikroszerkezeti végeelemes szimulációk által nyert anyagtulajdonságok felhasználhatók a fogászati implantátumok és más – az állcsontba ültetett – protézisek csonton belüli viselkedésének vizsgálatában.

IRODALOM

1. *Misch CE, Qu Z, Bidez MW.* Mechanical properties of trabecular bone in the human mandible: implications for dental implant treatment planning and surgical placement. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* 1999;57(6):700-6.
2. *O'Mahony AM, Williams JL, Katz JO, Spencer P.* Anisotropic elastic properties of cancellous bone from a human edentulous mandible. *Clinical Oral Implants Research* 2000;11(5):415-21.
3. *van Eijden TM, van Ruijven LJ, Giesen EB.* Bone tissue stiffness in the mandibular condyle is dependent on the direction and density of the cancellous structure. *Calcif Tissue Int* 2004 Dec;75(6):502-8, DOI: 10.1007/s00223-004-0295-6.
4. *Lakatos É, Magyar L, Bojtár I.* Material Properties of the Mandibular Trabecular Bone. *Journal of Medical Engineering* 2014; DOI: 10.1155/2014/470539.
5. *Cowin SC.* The relationship between the elasticity tensor and the fabric tensor. *Mech Mater* 1985;4:137-47.
6. *Odgaard A, Kabel J, van Rietbergen B, Dalstra M, Huiskes R.* Fabric and elastic principal directions of cancellous bone are closely related. *J Biomech* 1997 May;30(5):487-95.
7. *Zysset PK, Curnier A.* An alternative model for anisotropic elasticity based on fabric tensors. *Mechanics of Materials* 1995;21:243-50.
8. *Lakatos É, Nagy D.* Examination of the bone material in the human jaw. In: Kiss RM, editor. *Biomechanical Modelling*. Budapest: Terc Kiadó, 2012.
9. *Fang Q, Boas D.* Tetrahedral mesh generation from volumetric binary and gray-scale images. In: *Proceedings of IEEE International Symposium on Biomedical Imaging* 2009;1142-45.
10. *Gibson LJ, Ashby MF.* Cellular solids – Structure and properties (Second edition). Cambridge: Cambridge University Press; 1997.
11. *Rho JY, Kuhn-Spearing L, Zioupos P.* Mechanical properties and the hierarchical structure of bone. *Med Eng Phys* 1998 Mar;20(2):92-102.

Lakatos Éva

Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem, Tartószerkezetek Mechanikája Tanszék
1111 Budapest, Műgyetem rkp. 3. K épület, magasszint 63.
Telefon: (36-1) 463-10-99