

3D nyomtatott tracheamodell fejlesztése légzésmechanikai vizsgálatokhoz

Baumgärtner Margaréta^{1,2}, Fodor Gergely¹, Márki Árpád^{1,3}

¹SZTE SZAOK Orvosi Fizikai és Orvosi Informatikai Intézet,
fodor.gergely@med.u-szeged.hu
6720 Szeged, Korányi fasor 9.

²SZTE TTIK molekuláris bionika mérnök BSc IV. évfolyam,
baumgartnermargareta@gmail.com

³SZTE IKIKK 3D Központ, marki.arpad@med.u-szeged.hu
6720 Szeged, Tisza Lajos krt. 107.

Összefoglaló: Állandó paramétereiknek köszönhetően a 3D nyomtatott modellek orvosi mérések során könnyen alkalmazhatóak kontrollként. Kutatásunk tárgya egy ilyen, kontrollként is használható légsőmodell tervezése és előállítása volt. A modellt a porcos szelvényeknek megfelelő egységekből építettük fel, az anatómiai hűség érdekében méreteit irodalmi adatok alapján meghatározva. Az optimális falvastagság megállapításához textúraprofil-analízist végeztünk általunk tervezett és 3D nyomtatott különböző falvastagságú hengereken, illetve sertétracheán. Az áramlási paraméterek mérése kényszerített oszcillációs technikával történt. A vizsgált tulajdonságokban az általunk tervezett modell az élő szövet jól közelítette.

Bevezetés

A légzési rendellenességek pontos diagnosztikájához és ellátásához kulcsfontosságú a légzésmechanika teljes körű megértése. Ez különböző műszeres eljárásokkal kivitelezhető, a légzőrendszer azonban dinamikusan változik, így az állandó, ismert paraméterekkel rendelkező fantomok segítségével lehetővé válik a műszerek standard körülmények között történő kalibrálása, validálása és az áramlási paraméterek számítógépes szimulációja.

Egy, az élő szövet megfelelően reprezentáló modell megalkotásához alapvető fontosságú az adott szerv anatómiájának, morfológiájának és mechanikájának pontos ismerete. A trachea (légső) a légzőrendszer gégét és főhörgőket összekötő szakasza. Egy rugalmas kötőszövetből álló rostos membránba ágyazott csőnek tekinthető, melyet körülbelül 20 darab, C alakú hialinporc gyűrű alkot. Ezek a posterior oldal felé nyitottak, ahol kötőszövet található. A tracheát alkotó szövettípusok mechanikai viselkedése nagymértékben eltér, azonban minden komponens rugalmasnak tekinthető.

Ezeket a tulajdonságokat közelítő fantom készítése hagyományos gyártási eljárásokkal nem minden esetben triviális, és olykor magas költségekkel is jár. Az utóbbi évtizedben az egyre szélesebb körben alkalmazott 3D nyomtatás optimális megoldást jelenthet geometriában és mechanikai sajátságokban egyedi modellek előállítására. Munkánk során a sztereolitográfias 3D nyomtatási technológiát alkalmaztuk, amellyel folyékony gyantából UV-fény hatására rétegről rétegre építkezve szilárd testek építhetők [1].

Célkitűzés

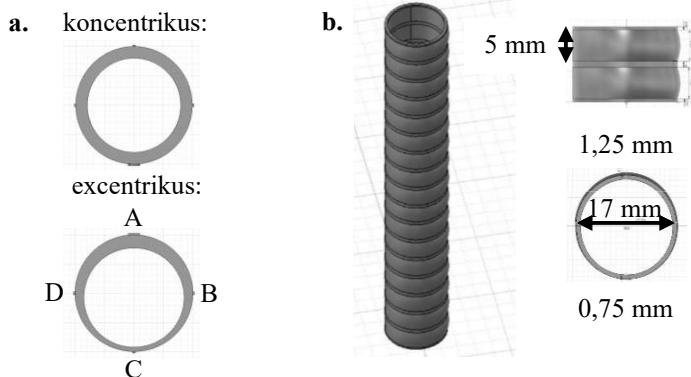
Célunk olyan 3D nyomtatott tracheamodell létrehozása volt, mely szerkezetében és mechanikai tulajdonságaiban az élő szövetet közelíti. Általa az egyedi eltérésekből származó hibák csökkenthetőek, így különböző légzésmechanikai mérőeszközök kalibrálása standard körülmények között lesz elvégezhető. További célunk, hogy a modell felhasználható legyen a jövőben számítógépes szimulációk kontrolljaként is.

Módszerek

3D tervezés és nyomtatás

Különböző falvastagságú koncentrikus és excentrikus hengereket készítettünk 20 mm külső átmérő és 90 mm hossz mellett, mechanikai tulajdonságaik falvastagságtól való függésének meghatározására. A két hengertípus keresztmetszetét az 1.a ábra szemlélteti. A 3D tervezés az Autodesk Fusion 360 (San Rafael, CA, USA) szoftver használatával történt. A mérési eredmények ismeretében lehetővé vált egy, a légcső mechanikáját pontosabban közelítő modell tervezése. Az anatómiai hűség érdekében ez porcos szelvényeknek megfelelő egységekből épül fel, dimenzióit az 1.b ábra szemlélteti.

A 3D nyomtatás a sztereolitográfias elven működő Formlabs Form3 (Somerville, MA USA) nyomtatóval történt, alapanyagként a gyártó Flexible típusú, 80A keménységű rugalmas műgyantáját alkalmazva. A nyomtatást követően a testeket kétszer 10 percig izopropil-alkoholban (Molar Chemicals Kft., Halásztelek, Magyarország) mostuk, majd 10 percig 60 °C-on UV fénnnyel véglegesítettük a polimerizációt.

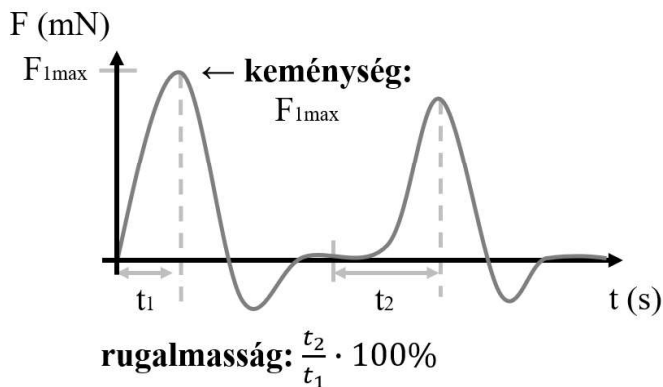


8. ábra: a. Koncentrikus és excentrikus hengerek keresztmetszeti képe és a mérési pozíciók, b. A tracheamodell 3D terve

Textúraprofil-analízis

A hengerek és a modell rugalmasságának és keménységének meghatározását a CT3 Texture Analyzer műszerrel (AMETEK Brookfield Inc., USA) végeztük, kontrollként két sertéstracheát alkalmaztunk (hím, testtömegük 80-90 kg). A mérések lekerekített végű mérőfejjel (8 mm átmérő) történtek, összesen 16 darab pontban minden testen. A hengerek külső palástján 90°-onként kijelöltünk 4-4 pozíciót, amelyeket betűvel jelöltünk (**A**, **B**, **C**, **D**, 1.a ábra). Az **A** pozíció excentrikus hengereken a legvastagabb, trachea esetén az anterior oldalt, a **C** pozíció pedig a legvékonyabb falat és a posterior oldalt jelölte. Minden pozícióban négy pontban mértünk. A tracheamodell **A** pozíciójában, ahol a szelvényezettség a legnagyobb mértékű, a porcokat reprezentáló szelvények legvastagabb (1,25 mm) pontjaiban és az ezeket összekötő legvékonyabb (0,75 mm) pontokban végeztük a méréseket.

A mérés során a mérőfej állandó sebességgel (0,5 mm/s) 3 mm távolságban benyomta a mintát, miközben a rá ható erőket folyamatosan regisztrálta. Egy mérés két ciklusból állt, az eredményként kapott erő-idő görbéről a mechanikai paramétereket (keménység, rugalmasság) Szczesniak [2] szerint határoztuk meg: a keménység a maximális benyomáshoz szükséges erő nagysága, a rugalmasság a deformáció után történő regenerálódás mértéke (2. ábra).



9. ábra: Az erő-idő görbéről meghatározott mechanikai paraméterek

Kényszerített oszcilláció

A tracheamodell áramlási paramétereit kényszerített oszcillációval mértük. A technikával meghatározható a vizsgált objektum vagy alany légzőrendszeri impedanciája, amely komplex mennyiség. Valós része a rezisztencia, ebből határozható meg az áramlási ellenállás, képzetes része a reaktancia, amely a szövetek rugalmasságával, illetve az áramló levegő tehetetlenségével kapcsolatos. Az esetleges áramlási nemlinearitások (turbulens áramlás) felderítésére négy erősödő amplitúdón végeztük el a kísérletet a humán mérésekhez alkalmazott frekvenciatartományban (4-30 Hz). A mérési elrendezésben az ismert külső gerjesztő nyomáshullámot kibocsátó hangszórót és a tracheamodellt egy ismert paraméterekkel rendelkező hullámcső kötötte össze, amelynek a két végén elhelyezett identikus nyomásmérők (Honeywell Differential Pressure Sensor model 24PCEFA6D; Honeywell, Charlotte, NC, USA) digitalizált jelének (NI-6211-USB, National Instruments, Austin, TX, USA) spektrális analízisével nyomásesésből meghatározhatóak a keresett mennyiségek.

Statistikai elemzés

Az adatok statisztikai elemzése kétmintás t-próbával, valamint Pearson-féle korrelációvizsgálattal történt. A normalitás ellenőrzésére Shapiro-Wilk-próbát végeztünk.

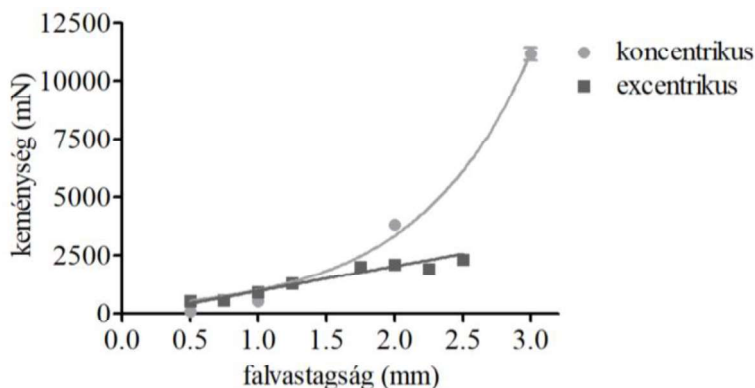
Eredmények

Hengerek keménysége

A koncentrikus hengerek keménysége a falvastagságnak exponenciális, az excentrikusaké pedig lineáris függvénye (3. ábra). Az eltérés azzal magyarázható, hogy az adott pozícióban mért keménységet a henger többi pozíciójának falvastagsága is befolyásolja. Mivel a koncentrikus hengerek szélső és a két középső mérési pontjában mért keménység szignifikánsan eltér ($p < 0,01$), ezért eredményeinkben csak a középső pontok keménységeit vettük figyelembe.

Sertéstrachea és tracheamodell keménysége

A sertéstrachea, illetve a hengerek keménységeinek ismeretében a tracheamodell falvastagságát a posterior oldalon 0,75 mm-nek, az anterior oldalon 1,25 mm-nek választottuk. A keménység mérésének eredményeit az 1. táblázat tartalmazza. Ezeket összevetve látható, hogy a sertéstrachea és a tracheamodell értékei a porcposzitiókban (A, B, D) jól közelítik egymást, tehát a falvastagság megválasztása helyes volt. A C pozícióban (a trachea kötőszövetes régiója) azonban a modell keménysége szignifikánsan nagyobb ($p < 0,001$), mint az állati szöveten meghatározott érték.



10. ábra: A koncentrikus és excentrikus hengerek keménysége a falvastagság függvényében

pozíció	keménység (mN)	
	tracheamodell	sértéstrachea
A	680,3±28,8	710,0±87,3
B	522,3±36,2	645,7±16,1*
C	466,0±13,7	228,7±31,3***
D	575,0±12,1	583,7

3. táblázat: Tracheamodell és sertéstrachea keménysége

*: $p<0,05$, ***: $p<0,001$ a tracheamodell azonos pozíciójához képest

Véleményünk szerint az észlelt szignifikáns eltérés a modell alkalmazhatóságát nem befolyásolja. Méréseink alapján a C pozícióban 0,50 mm falvastagságot tartanánk megfelelőnek, viszont 0,75 mm-nél vékonyabb hengerfelület jó minőségű előállítását a 3D nyomtató technikai korlátai miatt nem tudtuk megvalósítani. A tracheamodell A pozíciójában a porcokat reprezentáló szelvények legvastagabb pontjaiban ($683,3\pm9,9$ mN), illetve a két szelvény közötti vékonyabb pontokban ($677,4\pm10,6$ mN) mért keménység között nincs jelentős eltérés ($p\geq0,05$).

Rugalmasság

A falvastagság, a pozíció és a mérési pont helyzete a rugalmasságot nem befolyásolja ($p=0,63$), annak értéke az adott anyagra jellemző. A modell mért rugalmassága $96,0\pm1,6\%$, a sertéstracheaé $88,7\pm4,1\%$. Habár a két érték különbsége statisztikailag szignifikáns ($p<0,001$), klinikailag ez az eltérés nem releváns.

Kényszerített oszcilláció

A kényszerített oszcillációs mérés során megállapítottuk, hogy a négy, növekvő amplitúdón mért áramlási ellenállás értéke nem különbözik szignifikánsan ($p\geq0,05$). Tehát a vizsgált tartományban, a humán tracheához hasonlóan, a modellben az áramlás lamináris. A tracheamodell áramlási ellenállásának az impedanciaspektrumról 4 Hz-en leolvasott értéke $41,1\pm8,6$ H₂Ocm·s/ml. Ez a Jiang [3] által meghatározott 7,9 H₂Ocm·s/ml-rel összemérhető tartományba esik, eltérésük a mért minták dimenzióinak eltéréseivel jelentős mértékben magyarázható.

Következtetések

3D nyomtatott üreges testek mechanikai tulajdonságai

Változó falvastagságú hengeres testek tervezése során figyelembe kell venni, hogy a keménységet az anyagi minőségen túl az összes pozíció falvastagsága együttesen határozza meg. A testen belül a vastagságkülönbségek mértékétől függően a keménység és a falvastagság

közötti összefüggés változik, ez az optimális falvastagság meghatározása során nehézséget okozhat. Megállapítottuk, hogy a modellek rugalmassága a falvastagság változtatásával nem befolyásolható, optimalizálása a megfelelő alapanyag megválasztásával érhető el.

Tracheamodell előállítás

Az elkészített tracheamodell az anatómiai viszonyokat jól közelíti, végső geometriája (szelvényes felépítés, változó falvastagság: anterior: 1,25 mm, posterior: 0,75 mm) megfelelőnek bizonyult, mivel keménysége a kontroll értékeket (sertétrachea) jól közelíti. A felhasznált műgyanta rugalmassága az élő szövetekkel nagyjárendileg azonos. A modell áramlási ellenállása is összemérhető a biológiai mintával, hosszának és belső átmérőjének finomításával a humán értékekhez tovább közelíthető.

Összegzés

Sikeresen előállítottunk egy olyan tracheamodellt, amely mechanikai tulajdonságaiban és áramlási paramétereiben nagymértékben megfeleltethető a sertés, illetve a humán légcsőnek, ezáltal az általunk kitűzött célokra alkalmazható. További finomítását követően standardként szolgálhat számítógépes szimulációk, például végeelem-analízis ellenőrzésére.

Köszönetnyilvánítás

Szeretnénk köszönetet mondani Jójárt Balázsnak és Németh Lukácsnak a textúraprofil-analízisben nyújtott segítségükért, valamint Cseh Martinnak, amiért a 3D nyomtatás kivitelezésében közreműködött. Köszönet illeti Kaszaki Józsefet, amiért a sertétracheákat rendelkezésünkre bocsájtotta.

Hivatkozások

- [1.] C. W. Hull, „Apparatus for production of three-dimensional objects by stereolithography”, 4575330, 1986. március 11. Elérés: 2022. november 13. [Online]. Elérhető: <https://www.freepatentsonline.com/4575330.html>
- [2.] A. S. Szczesniak, „Classification of Textural Characteristics”, *Journal of Food Science*, köt. 28, sz. 4, o. 385–389, 1963, doi: 10.1111/j.1365-2621.1963.tb00215.x.
- [3.] T. X. Jiang, M. Cauberghe, és K. P. Van de Woestijne, „Resistance and reactance of the excised human larynx, trachea, and main bronchi”, *J Appl Physiol* (1985), köt. 63, sz. 5, o. 1788–1795, 1987, doi: 10.1152/jappl.1987.63.5.1788.