

ELŐSZÓ

Borbás Lajos – Kiss Rita M.
elnök igazgató
borbas@kge.bme.hu kissrit@t-online.hu

A Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem Biomechanikai Kooperációs Kutatóközpontját 2002-ben Bojtár Imre professzor úr alapította az Egyetemen folyó biomechanikai kutatás összehangolására. A Biomechanikai Kooperációs Kutatóközpont az Építőmérnöki Kar három, a Gépészmérnöki Kar hét, a Vegyész- és Biomérnöki Kar egy, míg a Közlekedésmérnöki Járműmechanikai Kar két tanszékének önálló társulása. A Biomechanikai Kooperációs Kutatóközpont alapvető feladata, az együttműködésben részt vevő tanszékek, oktatók és kutatók munkájának összefogása, koordinálása, hatékonyabbá tétele mellett feladatának tekinti az eszközpark fejlesztését, új eszközpark kiépítését, hazai és nemzetközi pályázatokban való hatékony részvétel elősegítését, a hazai orvosi egyetemekkel, klinikákkal és kórházakkal való szervezett kapcsolattartást, közös kutatómunkák koordinálását is. A Biomechanikai Kooperációs Kutatóközpont aktív szerepet vállalt a Biomechanikai Társaság megalapításában, jelenlegi működésében, a Biomechanikai Konferenciák szervezésében.

A Biomechanikai Kooperációs Kutatóközpontban tartozó tanszékek munkatársai elhivatottak az orvosok munkájának támogatásában, az utánpótlás nevelésében. Kutatásaink nem pusztán mechanikai szemléletet takarnak, hanem magukban foglalják mindazokat a törekvéseket, eljárásokat és gondolkodásmódot, ami hozzásegíti a potenciális rászorultakat életvitelük könnyítéséhez, egyszersmind reményt ad a ma még megoldatlannak tűnő orvosi biológiai kérdések jövőbeni megoldására is.

A Kutatóközpontban tartozó tanszékek kutatási eredményei megjelennek a hazai és a nemzetközi tudományos folyóiratokban, konferenciák kiadványaiban, de ez az első alkalom, mikor a Központ legfontosabb kutatásai egy folyóiratban jelenhetnek meg.

A szám összeállításakor törekedtünk arra, hogy a Kutatóközpont legfontosabb témáinak eredményei a vezető, tapasztalt kutatók és velük együtt dolgozó doktoranduszok közös munkájaként jelenjenek meg. Reméljük, hogy a Biomechanikai Kooperációs Kutatóközpont lapszáma egy jó kaleidoszkópként nemcsak az egyes tudományterületek sokszínűségét, hanem a Kutatóközpont egységes, de egyben sokszínű, mindig a változó igényekhez alkalmazkodó képességét is megmutatja.

Tisztelt Olvasó!

Reméljük, Önök is megtalálják e lapszámban azokat a tudományos eredményeket, amelyeket későbbi kutatásaikban fel tudnak használni. Reméljük, hamarosan Önnel is együtt dolgozhatunk egy-egy kutatásban. Jó olvasást kíván



BIOKOMPATIBILIS NYÚLÁSMÉRŐ BÉLYEG SZERKEZETI ÉS MECHANIKAI VIZSGÁLATA

Lőrinczi Ottó Botond, Aradi Petra

Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem,
Mechatronika, Optika és Gépészeti Informatika Tanszék

lorinczi@mogi.bme.hu

Absztrakt

A következő tanulmány egy biokompatibilis bevonattal ellátott, villamosan vezető, szilikon alapanyagú nyúlásmérő bélyeg tervezését, a próbadarabok elkészítését, az elvégzett vizsgálatokat, valamint azok eredményeit foglalja össze. A tervezési feladat a meglévő villamosan vezető szilikon nyúlásmérő bélyeg biokompatibilissé tétele volt, tehát a bevonat lehetséges alapanyagainak meghatározása, létrehozásának lehetőségei és a megvalósítható módszer kiválasztása után a próbatestek gyártásához szükséges szerszámok létrehozása is idetartozik.

Az elkészített próbadarabok esetén vizsgáltuk, hogy a még teljesen használatlan nyúlásmérő bélyeg konstans és ciklikus mechanikai terhelés hatására produkál-e bármilyen tranzienst, amennyiben igen, milyen annak jellege és mértéke. Pásztázó elektronmikroszkóp segítségével elemeztük a nyúlásmérő bélyeg felépítését, meghatároztuk a villamosan vezető szilikon és a biokompatibilis réteg közötti átmenet jellegét. Az eredmények azt mutatják, hogy a nyúlásmérők alapanyagától függően különböző mértékben, de mindenképpen átesnek egy tranzienst beálláson. Megállapítható, hogy a szilikonok polimerizációját elősegítő katalizátoroktól függően a biokompatibilis bevonat és a villamosan vezető alap nem minden alapanyag esetén képes megfelelő térhálósodásra.

Kulcsszavak: villamosan vezető szilikon, nyúlásmérő bélyeg, biokompatibilitás

Mechanical and structural analysis of a biocompatible strain gauge

Abstract

This paper is intended to introduce an electrically conductive silicone strain gauge with biocompatible, including the design, the production of the test specimens, finally the measurements that had been carried out and the results of these measurements.

The design work aimed to develop the method to implement a biocompatible coating on a formerly produced electrically conductive silicone strain gauge. After the selection of the proper manufacturing method, the material for the coating had to be determined and the development and production of the necessary tools had to be carried out.

Multiple analyses had been carried out on the produced test specimens; during the first measurement, constant and cyclic mechanical loads had been applied on the specimen in order to determine whether there is a transient effect on the newly produced gauges or not; if so, what is the nature and extent of this effect. The next measurement was intended to determine the structure of the strain gauge, especially with regards to the transition between the electrically conductive

core and the biocompatible coating. Scanning electron microscope had been used to analyse the cross-section of specimens cut off from the strain gauge.

Measurements showed that there is always a transient effect, its extend depends on the raw material. Also, depending on the catalyst helping the polymerization of the silicone, the crosslinking cannot develop in the area between the electrically conductive core and the biocompatible coating.

Keywords: electrically conductive silicone, strain gauge, biocompatibility

1. Bevezetés

Az orvostechikában a biokompatibilitás kérdése számos esetben kivételes jelentőséggel bír. Bizonyos eszközöknek a szerkezeten belül kell hosszú időn keresztül megfelelően működni, míg más berendezések a bőrfelülettel érintkeznek huzamosabb ideig. Az ilyen eszközökben felhasznált anyagok esetében a felhasználás céljainak megfelelő szigorúságú előírásoknak kell megfelelni a biokompatibilitásra vonatkozóan.

A biokompatibilitásra nem csak egy definíció létezik. A szakirodalomban megtalálható többféle értelmezés alkalmazás-specifikusan közelíti meg a kérdést, ennek jelentőségét a szerzők legtöbbször hangsúlyozzák is.¹⁻³ A definíciók kiemelhetik a bioanyagok azon tulajdonságát, hogy a befogadó szerkezetből bizonyos elvart – tehát akár hasznos – reakciót váltson ki, más esetben a teljesen inert viselkedés a meghatározás alapja, míg bizonyos források bármilyen, a szervezetre gyakorolt ártalmas vagy mérgező hatástól való mentességet emelik ki.

Jelen feladat egy szilikongumiból készült biokompatibilis nyúlásmérő bélyeg elkészítése és a mintadarabok vizsgálata. Amikor a szenzor fejlesztésének igénye felmerült, a lehetséges alkalmazási területek között szerepelt a szervezetbe ültetett változat is, ugyanakkor számos egyéb feladatban használható, így a definíciókban felsorolt összes szempont figyelembe vehető.^{4,5}

A biokompatibilitáson kívül a szenzor kifejlesztésének másik oka, hogy a szilikon nyúlásmérő bélyeg alkalmazása révén több nagyságrenddel nő a mérhető relatív nyúlás. Az ujjak behajlításának mérését alapul véve kijelenthető, hogy semmilyen más nyúlásmérő bélyeg nem képes mérni a $10^2\%$ nagyságrendbe eső relatív nyúlást, a fém nyúlásmérők méréshatára 5% , míg a félvezető nyúlásmérőké $1-2\%$. A szilikon nyúlásmérő tehát már önmagában is új alkalmazási területek felé nyithat utat. A szenzor alapját egy villamosan vezető szilikonlap alkotja, amelynek ellenállása a megnyújtás mértékével változik. A vezető tulajdonság különböző adalékanyagok hozzáadásával érhető el, ekkor azonban elvész a biokompatibilitás, aminek biztosítására egy külső réteg alkalmazható. A két anyag együtt biztosítja azt, hogy a szenzor minden kritériumnak megfeleljen.

2. Felhasznált alapanyagok

A villamosan vezető szilikonok fő jellemzőik alapján csoportosíthatóak, így egy adott alkalmazáshoz kiválasztható a megfelelő alapanyag: a keménység, a vezetőképességet biztosító adalék, a polimerizációt elősegítő katalizátor. Használatuk nyúlásmérőként több kutatás témáját adja.⁶ A kutatásban elemeztük a villamosan vezető anyagot és a bevonatot, mely biokompatibilis. A jelen tanulmányban két villamosan vezető szilikonból készültek a mintadarabok. Az egyik a NUSIL R2637 azonosítójú anyag, a másik pedig az ELASTOSIL R570/70-es szilikon.

NUSIL R2637

- Szobahőmérsékleten vulkanizálódó (RTV)
- Hőkezeléssel a vulkanizálódás időtartama beállítható
- Kétkomponensű, A:B → 1:20 arányban keverendő
- Keménység: Shore A 60
- Platinakatalizátoros
- Villamos vezetést biztosító anyag: ezüst/nikkel

ELASTOSIL R570/70

- Nagy hőmérsékleten vulkanizálódó (HTV)
- A hőmérséklet függvényében a vulkanizálódás időtartama beállítható
- Egykomponensű
- Keménysége Shore A 70
- Peroxidkatalizátoros
- Villamos vezetést biztosító anyag: korom (szén)

A biokompatibilis bevonat kialakítására is két különböző anyag került felhasználásra. Az orvosi szilikon esetében a kísérletek szempontjából lényeges tényező a keménység és a katalizátor típusa. Egyéb esetekben figyelembe vehető az anyag optikai tisztasága is, azonban jelen tanulmányban ez nem játszik szerepet. A biokompatibilis külső réteg létrehozásához felhasznált alapanyagok (NUSIL MED4920 és NUSIL MED6020) szobahőmérsékleten vulkanizálódó szilikonok, a vulkanizációs idő rövidítése miatt a bevonat magasabb hőmérsékleten készült.

NUSIL MED4920

- Szobahőmérsékleten vulkanizálódó (RTV)
- Hőkezeléssel a vulkanizálódás időtartama beállítható
- Kétkomponensű, A:B → 1:1 arányban keverendő
- Keménység: Shore A 20
- Platinakatalizátoros

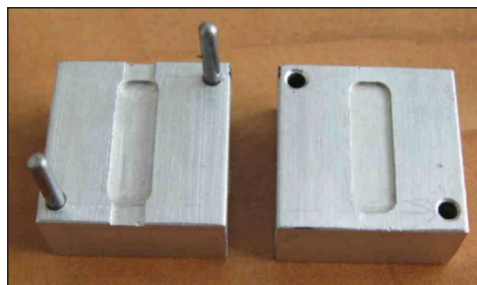
NUSIL MED6020

- Szobahőmérsékleten vulkanizálódó (RTV)
- A hőmérséklet függvényében a vulkanizálódás időtartama beállítható
- Kétkomponensű, A:B → 1:1 arányban keverendő
- Keménység: Shore A 40
- Platinakatalizátoros

3. A bélyeg felépítése

Az előzőekben ismertetett vezető anyagokból 0,5 mm vastagságú lapok készíthetők, amelyekből azután 3,5 mm széles és 30 mm hosszúságú szenzorok vágathatók ki, a nyúló hossz 20 mm. A kialakított nyúlásmérők már így is alkalmazhatók mérésekre, azonban a biokompatibilitás biztosítására egy 0,5 mm vastagságú külső réteggel borítandó be az alapszenzor. Egy beültetendő bioszenzor biokompatibilis bevonatának megvalósítására szintén történtek kísérletek.⁷⁸ A mintadarabok elkészítése két lépésben volt lehetséges. A vezető szilikon nyúlásmérő bélyegekhez már rendelkezésre álltak présszerszámok, így azok előállítását a már meglévő eszközök segítségével történt. Az így kapott lapokból kivághatók voltak az előzők során ismertetett hosszúkás, alakpént szolgáló darabok.

Ezek után a bevonat az 1. ábrán látható, saját fejlesztésű és a BME MOGI Tanszéken legyártott présszerszám segítségével hozható létre, amelynek a közepén helyezhető el a vezető



1. ábra. Présszerszám a bevonat elkészítéséhez



2. ábra. Kész mintadarab

szenzor úgy, hogy a biokompatibilis anyag körülveszi azt. A prészszerző anyag ALMgSi1 alumíniumötvözet. Az anyagjellemzőkre és mechanikai szilárdságra vonatkozó különleges kritérium nem volt, fontosabb szerepet játszott a megmunkálás pontossága és az illesztőfuratok elhelyezése.

A szerző méretezése a meglévő nyúlásmérőkhöz igazodik, azok deformálása nélkül képes minimálisan feszített állapotban tartani a szerző üregének közepén, így a biokompatibilis szilikon tökéletesen képes körülvenni a belyeget (2. ábra).

A vezető nyúlásmérő tisztítása, előkészítése után a biokompatibilis szilikon előállítását követik. A komponensekből előállítható a kívánt keverék, majd vákuumszivattyú segítségével a keverékben található légbuborékok eltávolíthatók. Az előkészített orvosi szilikonnal kitölthető a két szerzőfélben található bemarás, ezek után helyezhető el a vezető szilikon nyúlásmérő. Az orvosi szilikon betöltése előtt a szerzőfelek belseje is tisztítandó és a szilikon letapadásának megakadályozására egy filmréteget kell létrehozni rajta. A prészszerző után kézzel zárható és behelyezhető a présgépbé.

A prés szempontjából az összeszorító erő másodlagos szerepet játszik, mivel a két szerzőfél záródása után a kialakításból adódóan a belső nyomás nem növelhető.

Sokkal fontosabb szempont a szerző megfelelő hőmérsékleten tartása, ez a felhasznált anyagokat tekintve esetünkben 140 °C volt. Ilyen módon a bevonat maximum 30 perc alatt vulkanizálódik.

4. Mérési módszer

Az előzőekben leírt módszer segítségével négy mintadarab készült, a felhasznált alapanyagok összes kombinációja rendelkezésre áll különböző vizsgálatok végzéséhez. A nyúlásmérők villamos tulajdonságai nem képezik a vizsgálat tárgyát, a mérések célja a belyegek mecha-



3. ábra. Az Instron 5965 szakítógépe

nikai tulajdonságainak vizsgálata, illetve a két különböző típusú szilikon közötti átmenet jellegének elemzése.

A mechanikai vizsgálatok a nyúlásmérő szilárdságára, a ciklikus megnyújtások során bekövetkező transziens jelenségek felderítésére és a tartósan megnyújtott állapotban tartott mintadarab relaxációs tulajdonságainak elemzésére irányultak.

A nyúlásmérő összetett struktúrájából adódó hatások elektronmikroszkópos vizsgálat segítségével voltak felderíthetők. A villamosan vezető és a biokompatibilis szilikon közötti átmenet különösen érdekes abból a szempontból, hogy a peroxid- és platinakatalizátorok miatt a határfelületeken problémák adódhatnak a megfelelő polimerizációval. A vizsgálatok elvégzésére a Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem Anyagtudomány és Technológia Tanszéke rendelkezésre bocsátott egy – a 3. ábrán látható – Instron 5965 szakítógépet, valamint egy Philips XL30 pásztázó elektronmikroszkópot.

Elsőként a szakítógépes vizsgálatot kellett elvégezni, mivel ehhez egyben volt szükség a mintadarabokra. A mechanikai vizsgálatok elvégzése után a mintadarabokból szeleteket lehetett vágni, amelyek segítségével az elektronmikroszkópon elemezhető volt a szenzor keresztmetszete.

A szakítógép segítségével elsőként 0,1667 Hz frekvenciájú ciklikus terhelésnek tettük ki a szenzorokat. Útgerjesztést alkalmazva nyújtatlan állapot és 6 mm-rel megnyújtott állapot között mozgattak a nyúlásmérők (ez hozzávetőleg 60% relatív megnyúlást jelent a szabadon maradt hossz [10 mm] alapján).

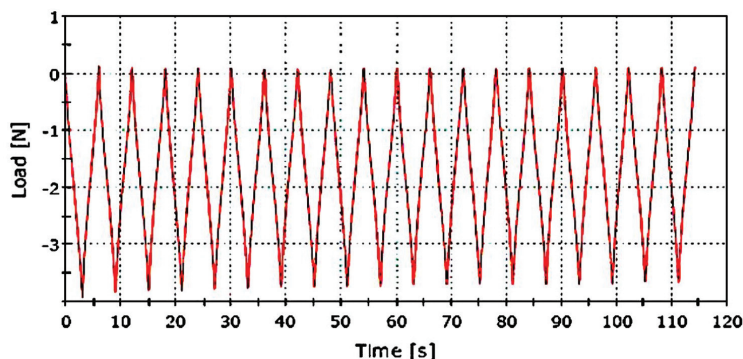
5. Mérési eredmények

5.1. Ciklikus terhelés

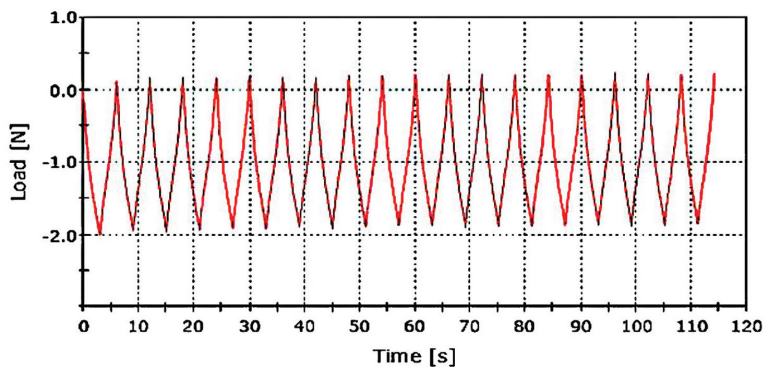
A ciklikus terhelés hatására a periodikus jelen kívül transziens jelenség is megfigyelhető volt. Az első 10–12 ciklus alatt a mért maximális terhelés folyamatosan csökkent egy exponenciális lecsengő függvény szerint, majd beállt egy közel állandó értékre.

Mérések összefoglalása, ciklikus vizsgálat		
R2637 – 6020, 4. ábra	Burkológörbére illesztett függvény: $y = -0,0692 \ln(x) + 1,9799$	Kúszás: 10%
R2637 – 4920, 5. ábra	Burkológörbére illesztett függvény: $y = -0,0732 \ln(x) + 3,9011$	Kúszás: 5,13%
570/70 – 6020, 6. ábra	Burkológörbére illesztett függvény: $y = -0,2276 \ln(x) + 4,8833$	Kúszás: 14%
570/70 – 4920, 7. ábra	Burkológörbére illesztett függvény: $y = -0,2498 \ln(x) + 6,7609$	Kúszás: 10,14%

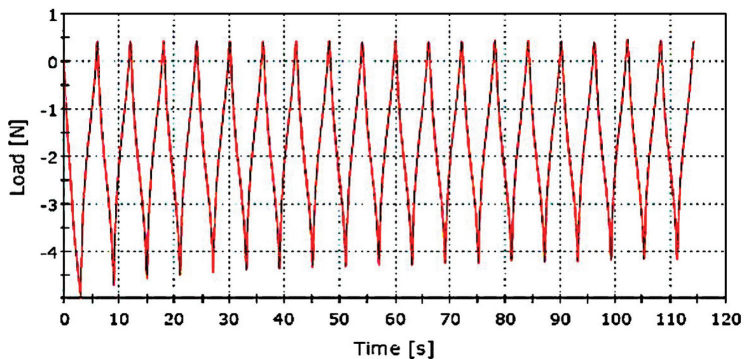
1. táblázat. A ciklikus vizsgálatok eredménye



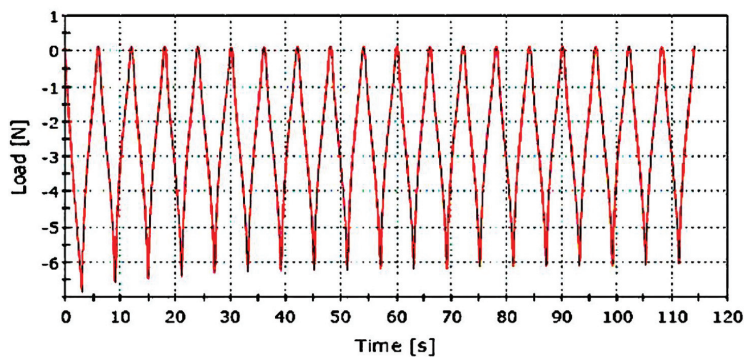
4. ábra.
Ciklikus vizsgálat,
NUSIL
R2637 – MED6020



5. ábra.
Ciklikus vizsgálat,
NUSIL
R2637 – MED4920



6. ábra.
Ciklikus vizsgálat,
ELASTOSIL
R570/70 – MED4920



7. ábra.
Ciklikus vizsgálat,
ELASTOSIL
R570/70 – MED6020

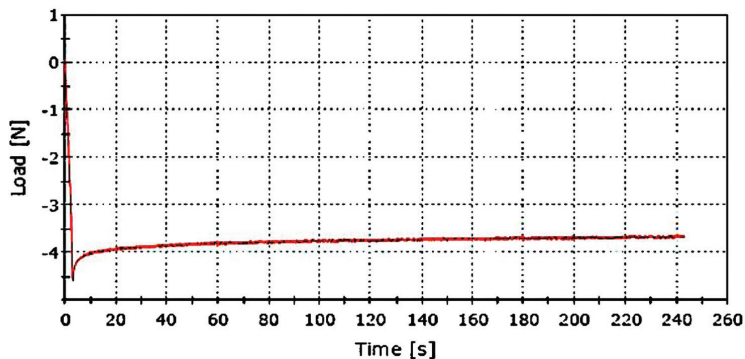
5.2. Statikus terhelés

Minden mintadarab esetén megfigyelhető az exponenciális függvény szerinti, kúszás jellegű jelenség. A relaxáció vizsgálata alatt a mintadarabok folyamatosan megnyújtott állapot mellett mutatott viselkedését vizsgáltuk, nevezete-

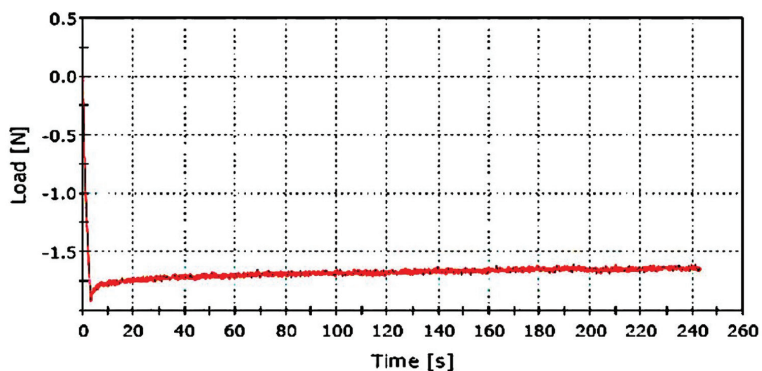
sen hogy megnyújtott állapotban a szenzorban ébredő mechanikai feszültség milyen függvény szerint változik az időben. Itt is megfigyelhető egy lecsengő csökkenés a terhelőerőben, ez azonban arra világít rá, hogy a szenzor leginkább dinamikusan változó jellemzők mérésére alkalmas.

Mérések összefoglalása, statikus vizsgálat		
R2637 – 6020, 8. ábra	Illesztett függvény: $y = -0,3382 \ln(x) + 4,349$	Relaxáció: 19%
R2637 – 4920, 9. ábra	Illesztett függvény: $y = -0,1016 \ln(x) + 1,6829$	Relaxáció: 16%
570/70 – 4920, 10. ábra	Illesztett függvény: $y = -0,2189 \ln(x) + 4,3005$	Relaxáció: 24%
570/70 – 6020, 11. ábra	Illesztett függvény: $y = -0,2985 \ln(x) + 6,621$	Relaxáció: 18%

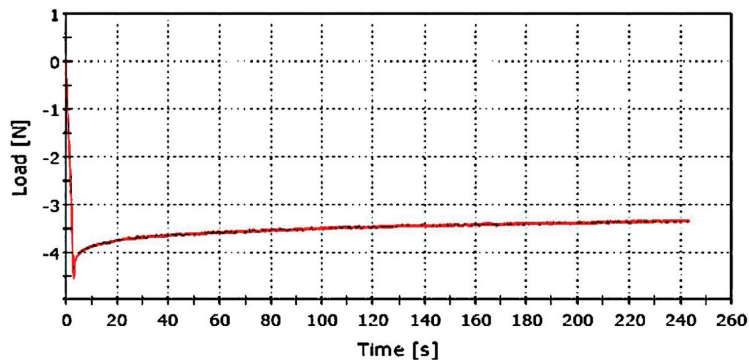
2. táblázat. A statikus vizsgálatok eredménye



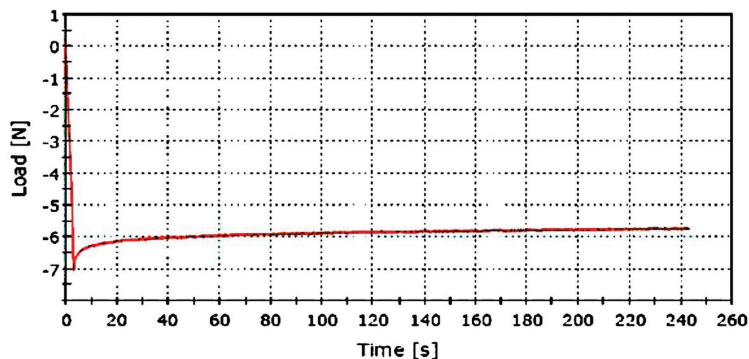
8. ábra.
Relaxációvizsgálat,
NUSIL
R2637 – MED6020



9. ábra.
Relaxációvizsgálat,
NUSIL
R2637 – MED4920



10. ábra.
Relaxációvizsgálat,
ELASTOSIL
R570/70 – MED4920



11. ábra.
Relaxációvizsgálat,
ELASTOSIL
R570/70 – MED6020

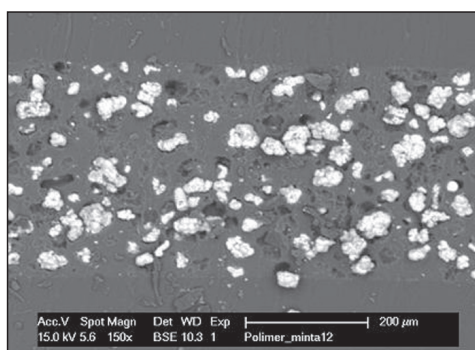
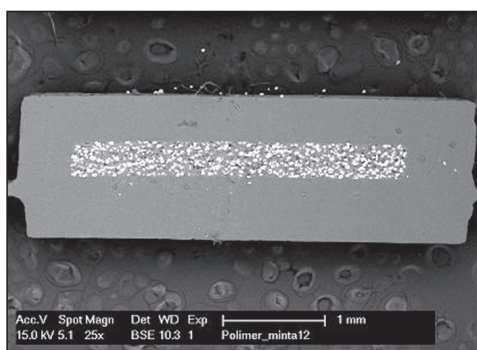
5.3. Elektronmikroszkópos vizsgálatok

Az elektronmikroszkópos vizsgálatok elsősorban arra irányultak, hogy a szenzort alkotó két különböző anyag határfelületéről több információ álljon rendelkezésre. Bár a mechanikai vizsgálatok alapján nem lehetett következtetni rá. Az elektronmikroszkópos felvételeken jól látható, hogy a katalizátor típusától függően nem biztos, hogy a két anyag típus között megfelelő kapcsolat képes létrejönni.

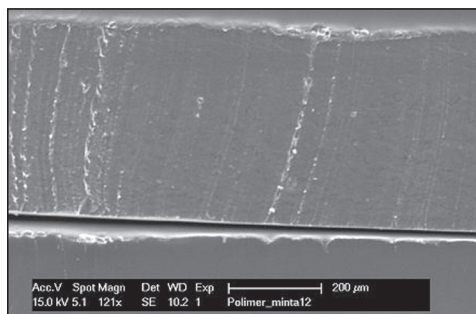
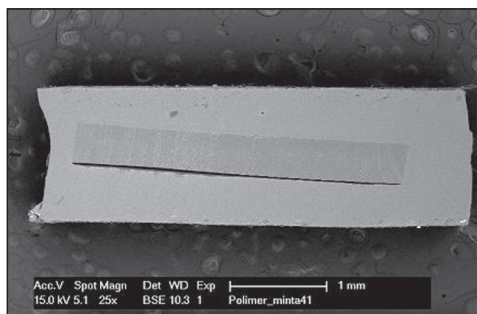
Amennyiben a villamosan vezető és a biokompatibilis szilikon is platinakatalizátoros, a két anyag közötti átmenet mentes a komoly

hibáktól, illetve a két felület nem válik el egymástól. Ha azonban a katalizátor típusa eltérő (peroxid-platina), akkor a határfelületen a polimerizáció nem tud megfelelően végbemenni és a két anyag nagy felületen szétválik.

A 12. ábrán látható a két egymással kompatibilis szilikon határfelülete, valamint az, hogy hogyan képesek egy egységet alkotni. A 13. ábrán a két különböző katalizátor segítségével polimerizálódó szilikon átmenete figyelhető meg. A felső oldalon is megfigyelhető, hogy a két szilikon között egy vékony réteg található, amely különbözik mindkét eredeti anyagtipustól.



12. ábra. A NUSIL R2637 és a NUSIL MED6020 határfelülete



13. ábra. Az ELASTOSIL R570/70 és a NUSIL MED4920 anyagok határfelülete

6. Összefoglalás

A tanulmány keretein belül elkészült egy vilamosan vezető szilikonon alapuló, biokompatibilis réteggel bevont nyúlásmérő bélyeg. A mintadarabokon a gyártás után szakítógéppel segítségével mechanikai, elektronmikroszkóp segítségével pedig strukturális vizsgálatok elvégzésére volt lehetőség.

A vizsgálatok eredményei alapján következtetni lehet a nyúlásmérő viselkedésére, ha beépítésre kerül egy konkrét alkalmazásban, valamint meghatározható az adott feladathoz optimális tulajdonságokkal bíró anyagösszetétel. A későbbiekben a különböző szilikonok közötti határfelület vizsgálatán felül szükség lehet a kész szenzor hosszú távú használata esetén bekövetkező tönkremeneteli jelenségek

vizsgálatára is, mivel a biokompatibilitás a különböző kémiai és mechanikai hatások miatt megváltozhat.^{9,10}

Természetesen indokolt további vizsgálatok elvégzése is, mivel a jelenlegi eszközök alkalmazásával csak egy meglehetősen vastag bevonat létrehozására van lehetőség. Tovább lépést jelentene egy vékonyabb biokompatibilis bevonat készítése, ehhez valószínűleg egykomponensű anyagok lehetnek alkalmasak, amelyek mártással vihetők fel a nyúlásmérő felszínére.

Mindezzel együtt a végzett munka eredményes volt, a kitűzött célokot a kutatás elérte, a vizsgálatok használható gyakorlati eredményekre vezettek. A kutatás alapján nyert eredményeket a jövőbeli fejlesztésekkel kiegészítve komplex ismeretek nyerhetők a témában.

IRODALOM

1. Williams D. Revisiting the definition of biocompatibility. Medical device technology 2003 Oct;14(8):10–3.
2. Newman Dorland WA. Dorland's illustrated medical dictionary. Philadelphia: W. B. Saunders Company; 2011.
3. Landau SI, Becker EL, Manulia A. International dictionary of medicine and biology. New York: Wiley; 1986.
4. Sebestyén KG. Lóláb inainak terhelésvizsgálatához valóságghú modell készítése [TDK dolgozat]. 2007.
5. Lőrinczi OB. Villamosan vezető szilikon alkalmazása szenzorokhoz [TDK dolgozat]. 2008.
6. Flandin L, Brechet Y, Cavaille JY. Electrically conductive polymer nanocomposites as deformation sensors. Compos Sci Technol 2001;61(6):895–901, doi:10.1016/S0266-3538(00)00175-5.

7. *Alcantar NA, Aydil ES, Israclachvili JN.* Polyethylene glycol-coated biocompatible surfaces. *J Biomed Mater Res* 2000 Sep 5;51(3):343–51.
8. *Schmidt S, Horch K, Normann R.* Biocompatibility of silicon-based electrode arrays implanted in feline cortical tissue. *J Biomed Mater Res* 1993 Nov;27(11):1393–9, doi:10.1002/jbm.820271106.
9. *Neu TR, Van der Mei HC, Busscher HJ, Dijk F, Verkerke GJ.* Biodeterioration of medical-grade silicone rubber used for voice prostheses: a SEM study. *Biomaterials* 1993 May;14(6):459–64.
10. *Meek MF, Jansen K, Steendam R, van Oeveren W, van Wachem PB, et al.* In vitro degradation and biocompatibility of poly(DL-lactide-epsilon-caprolactone) nerve guides. *J Biomed Mater Res A* 2004 Jan 1;68(1):43–51, doi:10.1002/jbm.a.10157.

Ezúton szeretnék köszönetet mondani a Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem Anyagtudomány és Technológia Tanszékének, hogy a Bioanyagok c. PhD tantárgy keretein belül a rendelkezésemre bocsátotta a mérések elvégzéséhez szükséges berendezéseket.

Köszönet illeti Bojtos Attilát a próbadarabok elkészítésében nyújtott szakmai segítségéért.

Lőrinczi Ottó Botond

Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem, Gépészmérnöki Kar,
Mechatronika, Optika és Gépészezi Informatika Tanszék
H–1111 Budapest, Bertalan Lajos u. 4–6.
Tel.: (+36) 1 463-2145

BŐRÖN KERESZTÜLI INFORMÁCIÓÁTVITEL MECHANIKAI REZGÉSEK SEGÍTSÉGÉVEL

Miklós Ákos¹, Szabó Zsolt²

¹MTA–BME, Gépek és Járművek Dinamikája Kutatócsoport

²Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem, Műszaki Mechanikai Tanszék

miklosa@mm.bme.hu

Absztrakt

A cikk első felében a rendelkezésre álló szakirodalom alapján bemutatjuk a tapintás – mechanikai rezgések érzékelésének szempontjából – fontos tulajdonságait, illetve az érzékelést befolyásoló tényezőket és ezek hatásait. A kutatás eredményeként elmondható, hogy a bőr érző receptorain keresztül összetett információ közlésére van lehetőség, ami indokoltá teszi egy, az elterjedt rezgéskeltőkhöz képest fejlettebb eszköz alkalmazását, melyet a cikk második fele mutat be. A kettős excenteres rezgéskeltő eszközzel lehetőség nyílik egymástól független frekvenciájú és amplitúdójú rezgések létrehozására.

Kulcsszavak: tapintás, rezgéskeltő eszköz, kettős excenter

Information transfer through the skin using mechanical vibrations

Abstract

In the first part of this paper the tactile sensing of the human skin will be investigated by literature survey. The important properties of the sensation of mechanical vibrations and the effects of other influencing factors will be presented. The conclusion of the survey is that it is possible to transfer complex information via the mechanoreceptors of the skin, which makes it essential to use a more advanced vibrotactor device than commonly used ones. Using the dual excenter vibrotactor device, which is presented in the second part of the paper, it is possible to generate vibrations with independent frequency and amplitude.

Keywords: tactile sensing, vibrotactor, dual excenter

Bevezetés

A technika fejlődésével együtt egyre fontosabbá válik a mindennapjainkban az információ közlése. Legyen szó tudás átadásáról, tájékoztatásról, szórakoztatásról, figyelmeztetésről vagy bármilyen tevékenység elősegítéséről, az információátadás hatékonysága jelentősen befolyásolja e tevékenységek eredményességét.

Az ember információt az érzékszervein keresztül képes befogadni. A fent megjelölt célokra elsősorban az ember öt leggyakrabban felsorolt érzéke alkalmas. A legtöbb információhoz a látás és hallás útján jutunk, ezeket egészíti ki a tapintás, szaglás és ízlelés. Technikai értelemben a további érzékek, mint például az egyensúlyérzék, teltségérzet nehezen vagy egyáltalán nem használható fel információátadására.

A látás és hallás kiemelkedő szerepe azt is magával vonja, hogy a legtöbb esetben a hatékonyság érdekében ezeken a csatornákon keresztül történik a közlés, és bizonyos esetekben ez arra vezethet, hogy az adott csatornák túlterhelődnek, alkalmasint nem képesek már befogadni több információt. Több kutatás^{1,2} is rámutatott, hogy a harci repülőgépek kabinjában található rengeteg műszer követése meghaladja a pilóták vizuális képességeit. Ugyanez azonban megfigyelhető autózés közben is, ahol a közlekedési helyzet, a közúti jelzések és a gépkocsi műszereinek együttes figyelése oda vezethet, hogy a vezető figyelme gyorsan lankad és balesetveszély keletkezik.

A látást és hallást korlátozó körülmények között meg kell még említeni, hogy míg a látás adott pillanatban mindig csak a figyelem irányába korlátozódik, a hallás zajos környezetben válik alkalmatlanná az információ hatékony feldolgozására. Ahogy tehát a látás vagy hallás teljes hiánya esetén is, kézenfekvő megoldásnak tűnik további érzékek kihasználása a hatékonyabb információátadás érdekében. A jelen cikk kifejezetten a tapintás lehetőségeivel foglalkozik, mert annak nincsen kitüntetett iránya, és a bőrben – kiváltképpen a kézen és a nyelven – található érző receptorok nagy száma miatt nagy fajlagos információmennyiség átadására alkalmas. A tapintás érzékenysége sok esetben meg is haladja a szemmel látható mérettartományt. Az ujjbegy térbeli felbontása akár 0,15 mm is lehet, ez azt jelenti, hogy ekkora távolságban már érezzük, hogy az inger nem ugyanott van.³ Ennél azonban sokkal kisebb méretű kiemelkedéseket is képesek vagyunk érzékelni, amikor egy felületet végigsimítunk. Éles kiemelkedések esetén a legkisebb érzékelhető méret kb. 0,06 mikron, míg gömbölyű kiemelkedésnél ez nagyobb, 2 mikron.³ Tapintással az ingerek időbeni lefutása is érzékelhető, így a rezgések is kb. 1 kHz frekvenciáig.³ Ezenkívül a tapintáshoz kapcsolódó kognitív képességek lehetővé teszik a kézbe

vett tárgyak alakjának és méretének nagy biztonsággal történő meghatározását.^{4,5}

A tapintás tehát a látáshoz és halláshoz hasonlóan igen fejlett érzék, emellett pedig technikailag kiforrott megoldások állnak rendelkezésre tapintásos ingerek létrehozására. A megoldások különböznek abban, hogy az ingert fizikailag milyen módon hozzák létre. Ez alapján megkülönböztethető mechanikai, elektromos, kémiai úton és hővel történő gerjesztés. A legelterjedtebb megoldás a mechanikai gerjesztés. Előnye, hogy kevésbé kockázatos, mint az elektromos vagy kémiai módszerek, jellemzően olyankor szokott háttérbe szorulni az elektromos stimulációval szemben, ha kis felületen több ponton szeretnénk független ingereket létrehozni.¹

A tapintás általi – heptikus – információközlés alkalmazása számos területen elterjedt.^{3,6} A kommunikációban használt eszközök bizonyos eseményekre figyelmeztetnek, a sebészetben lehetőség nyílik kisméretű műtétek elvégzésére robotok segítségével úgy, hogy közben nem vész el a tapintás érzése. Ugyanígy lehetséges műtétek begyakorlása, vagy éppen mozgásterápiás gyakorlatok betanítása.⁷ Hasonlóan a szórakoztatásban és a virtuális valóságban, a valósághű látványon és hangokon kívül lehetséges „kézzel fogható” virtuális világot teremteni.⁸ A virtuális valóságnak az oktatásban és az iparban is jelentős szerep juthat a közeljövőben.

Egy másik alkalmazási terület, amikor valamilyen sérült érzékelési csatorna pótlására kívánjuk felhasználni a tapintást. Számos kutatás folyik az egyensúly támogatására a nyelven elhelyezett elektromos gerjesztők segítségével.^{9,10} A látás és hallás kiváltása is lehetséges bizonyos mértékig.^{11–13}

A cikk a következőkben részletesen foglalkozik a tapintás technikai szempontból fontos

részleteivel, valamint a tapintásban – mint információközlésre alkalmas csatornában – rejlő lehetőségekkel. Ezek után bemutatásra kerül egy olyan, mechanikai rezgések gerjesztésére alkalmas eszköz, amely hatékonyabban képes kihasználni a heptikus információközlés lehetőségét, mint a jelenleg elterjedt eszközök.

Taktilis érzékelés a bőrön keresztül

A tapintás jellemzően a bőrön keresztül történik. Mechanikai hatások érzékelésére ugyan a nyelv is alkalmas, a korábban felsorolt alkalmazások többsége a bőr érző receptorait használja fel, ezen belül is legfőképpen a kézen és karon elhelyezkedőket. Ezek alapos kutatásáról az 1970-es évektől beszélhetünk. A tapintásban vagy taktilis érzékelésben a kézen négy különböző típusú érző receptor játszik szerepet. Az SA1, lassan adaptálódó Merkel-receptornak kiemelkedő szerepe van az érintkező felület mintázatának és görbületének érzékelésében. Dinamikus ingerekre sokkalta érzékenyebb, mint statikus hatásokra. A receptor érzékelési zónáján belül az érzékenység változó, így alkalmas az érzet pontos térbeli felbontására. A receptor mechanikai szempontból a bőr helyi alakváltozási energiasűrűségét érzékeli. Az RA, gyorsan adaptálódó Meissner-receptor a bőrrel érintkező felület megcsúszását jelzi, így a megfogást teszi hatékonyá. Az érzékelési tartományon belüli érzékenysége egyenletes, így a térbeli felbontása rossz. Mechanikai szempontból a bőr mozgására reagál. A PC receptor is a bőr mozgását érzékeli a magasabb frekvenciatartományban, a legérzékenyebb 200 Hz környékén, ahol a bőr akár 10 nm-es rezgését is képes jelezni, ha pedig közvetlenül a receptort éri inger, már 3 nm-es amplitúdót is érzékel. Szerepe a megfogott tárgyak által közvetített rezgések érzékelésében fontos. Alacsony frekvenciájú rezgésekre, így statikus ingerekre gyakorlatilag érzéketlen. Az SA2, lassan adaptálódó receptorról és annak sze-

repéről áll rendelkezésre a legkevesebb információ. Szerepe a bőrrel érintkező testek relatív mozgásirányának érzékelésében van.^{14,15}

A receptorok működése mind a négy típus esetén a bőrben lejátszódó valamilyen mechanikai jelenségre vezethető vissza. Vagy mozgást, vagy valamilyen megnyúlást érzékelnek. Emiatt több modellt is létrehoztak az érzékelés jobb megértése és szimulációja érdekében. Készült sík mechanikai modell az ujjbegy bőrében kialakuló feszültségeloszlás, illetve a bőr dinamikai viselkedésének meghatározására az egyes receptorok viselkedésének figyelembevételével,¹⁶ illetve kifejezetten a receptorok viselkedésének jobb modellezésére is több kutatás folyt.^{17,18}

Mechanikai jellemzők érzékelése

A heptikus visszajelzés egyik legelterjedtebb módja, hogy a bőrrel érintkező felületek rezgésével stimuláljuk az érző receptorokat. A cikk második fele is egy rezgések keltésére alkalmas eszközt mutat be. Ennek megfelelően a továbbiakban a mechanikai rezgések érzékelésével foglalkozunk bővebben.

A rezgések érzékelésénél két fő kérdéskör merül fel. Az egyik, hogy a rezgés mechanikai paramétereinek mely értékei esetén vagyunk képesek érzékelni az ingert, a másik pedig hogy képesek vagyunk-e különbséget tenni az érzékenység határában belüli különböző paraméterű mechanikai rezgések közt.

Az érzékelés határa vagy érzékenység az a legkisebb rezgésamplitúdó, amelyet még képesek vagyunk érzékelni. Ezt az érzékenységet jelentős mértékben befolyásolja a rezgés frekvenciája és a rezgés bőrhöz képesti iránya is. A bőr érzékenysége a frekvenciától egy U alakú görbe szerint függ, melynek minimuma az ujjbegyen és a kézen 200 Hz körül található

(2. ábra). A frekvenciafüggésnek ez a jellege függetlenül más befolyásoló tényezőktől megmarad, függőleges eltolódás azonban lehetséges.

Az érzékenységet befolyásoló fontos tényező a rezgés iránya. A bőr felületére merőleges irányú rezgéseket jobban érezzük, mint a felülettel párhuzamosakat.^{19,20} Az érzékenység természetesen attól is nagyban függ, hogy a rezgés a test melyik pontján hat. Mivel az érző receptorok sűrűsége testrészenként változó, az ujjbegy vagy a talp sokkal érzékenyebb, mint a has vagy a hát bőre. Befolyásolja a rezgés érzését az is, hogy a bőr felülete sima vagy szőrös.^{21–24} A rezgés helyével összefügg az érintkező felületek mérete is. Kimutatható, hogy a nagyobb felületen átadódó rezgést előbb megérezzük,^{19, 21,25} ami ismét az ingerelt receptorok számához köthető. Ebből adódóan pontszerű érintkezés esetén az érzékelés helytől való függése is erősebb.²² Az érzékenységnak az érintkező felület alakjától való függése is kimutatható.²⁶ Nem független az érzékenység a felületeket összenyomó erőtől sem. A terhelőerő hatására az érzékenység enyhén javul.¹³

A fontosabb tényezők között még mindenképpen meg kell említeni, hogy nem mindegy, milyen gerjesztés érte a vizsgált területet korábban. Mivel a receptorok adaptálódnak a rezgéshez, minél tovább, minél nagyobb amplitúdóval és minél közelebbi frekvencián ingereljük a vizsgált részt az érzékenység mérese előtt, annál rosszabb érzékenységet kapunk.^{27,28}

Az érzékelést kevésbé befolyásoló tényezők a hőmérséklet, az életkor és a bőr nedvessége. Verrillo²⁹ szerint az érzékenység 30 °C körül a legjobb, ennél alacsonyabb hőmérsékleteken meredekebben, magasabb hőmérsékleteken kevésbé meredeken romlik. A bőr nedvessége az érzékenységet nem befolyásolja számottevően, de az érzékelési határnál erősebb rezgés-

sek érzetét módosítja, ugyanis megváltozik a bőr mechanikai viselkedése.³⁰ Az életkor hatása is kimutatható, az idősebb korosztály érzékenysége romlik a fiatalabbhoz képest.^{31,32}

Az a kérdés, hogy a különböző fizikai paraméterekkel rendelkező rezgéseket mennyire tudjuk megkülönböztetni, sokkal kevésbé tisztázott. A rezgés amplitúdóját bizonyosan érzékeljük, hiszen az érzékelési küszöbötől egészen a fájdalmas, akár elviselhetetlen tartományig terjed az rezgések által kelthető érzet. Az U alakú érzékenységi görbének megfelelően azonban adott amplitúdójú rezgést is érezhetünk más intenzitásúnak attól függően, hogy mekkora a rezgés frekvenciája. Ezt a hatást akkor sem lehet kiküszöbölni, ha a rezgés sebességének vagy gyorsulásának amplitúdóját vennénk összehasonlítási alapul. Az érzékenységi görbe vizsgálata alapján az elmozdulás harmadik deriváltjával arányos az érzékenységi görbe kezdeti szakasza.¹⁴ Mégis kimutatták,²³ hogy a rezgés intenzitása mellett különbséget tudunk tenni a különböző frekvenciájú rezgések közt, sőt, a rezgéseket a hangokhoz hasonlóan a felharmonikusaik alapján is képesek vagyunk megkülönböztetni.¹³ Mechanikailag még fontos kérdés, hogy lehetséges-e a rezgés irányának megítélése. Elvileg ez lehetséges,³³ ami a bőr receptorainak bemutatása alapján is elfogadható, hiszen az RA és SA2 receptoroknak éppen ilyen jellegű szerepet tulajdonítunk.

Az emberi tapintás vizsgálata tehát arra enged következtetni, hogy a bőrön keresztül összetett információ befogadására vagyunk képesek. Arról, hogy a taktilis csatornán keresztül milyen adatsűrűséget lehet elérni, csak közvetett információk állnak rendelkezésre. Ha a nyomtatott szöveg olvasásának sebességét összevetjük a Braille-írásnak az olvasási sebességével, a szavak komplexitásától függően 3–4-szeres különbséget tapasztalhatunk.³⁴ Ezek szerint bizonyos feladatok esetén a tapintás a látással

összehasonlítható információsűrűség átvitelére is alkalmas. Ennek megfelelően érdemes a rezgéssel való információközlés esetén is összetettebb jeleket alkalmazni, ami nemcsak a rezgés tényét hordozza, hanem a rezgés különböző paramétereinek pontos beállítása által egyszerre nagy mennyiségű és komplex információt is képes átvinni.

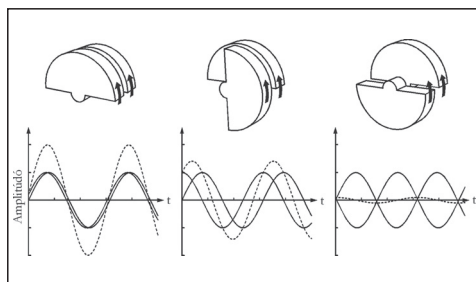
Kettős excenteres rezgéskeltő eszköz

A mai heptikus alkalmazásokban használatos rezgéskeltő eszközök közül a legelterjedtebbek az excentrikus forgó tömeggel működő, ERM (Eccentric Rotating Mass) rezgetők. A széles körű alkalmazás oka legfőképpen az egyszerű és robusztus kialakítás, viszont a működési elvből adódóan a létrehozott rezgés frekvenciája és intenzitása nem független egymástól. A gerjesztőerő nagysága a frekvencia négyzetével arányos, illetve lineárisan függ a forgó tömeg excentricitásától, mely a forgórész tömege és a forgórész súlypontjának forgástengelytől mért távolsága szorzataként adódik. Az excentricitás egyszerű kialakítás esetén működés közben rögzített, így a frekvencia és az intenzitás csak egyszerre módosítható. Ez egyrészt korlátozza az átadható információ összetettségét, másrészt a bőr érzékenységének frekvenciafüggése miatt ezek az eszközök csak egy előre kijelölt frekvenciatartományban működnek jól. Az optimálisnál sokkal alacsonyabb frekvenciák esetén ugyanis a rezgést a bőr nem érzékeli, a túl magas frekvenciás rezgések pedig fájdalmas hatást kelthetnek.

Független frekvenciájú és amplitúdójú rezgések keltésére alkalmasak a lineáris rezgetők, melyek egy – jellemzően nemlineáris karakterisztikájú – rugóra erősített tömeg megfelelő elektromágneses erővel történő gerjesztésével működnek, azonban ezen eszközök frekvenciatartománya is szűk.³⁵ Hasonló eszközök léteznek forgó motoros kivitelben is, itt a for-

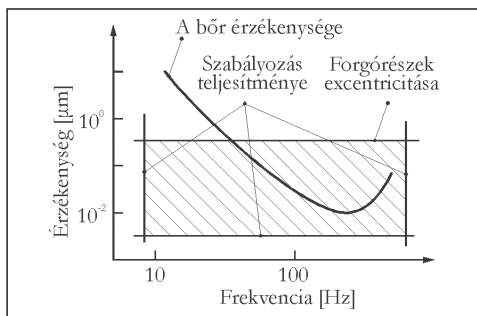
górész váltakozó irányú forgatásával lehetséges mechanikai rezgések keltése.³⁶ Ennek a berendezésnek a hátránya, hogy a rezgés során a forgórész lassítása és gyorsítása egyaránt energiát emészt fel.

Jelen munka a fent említett hátrányok kiküszöbölésére a kettős excenteres rezgéskeltő eszközt javasol, melynek működési elve az ERM gerjesztőtől annyiban tér el, hogy egy forgórész helyett kettőt tartalmaz. Mivel a berendezés által gerjesztett rezgés a két forgórész rezgésének összegeként keletkezik, lehetőség van a két rezgés fázisának egymáshoz képesti eltolásával adott frekvencia mellett is különböző amplitúdójú rezgéseket létrehozni (1. ábra).



1. ábra. A rezgés amplitúdójának beállítása a forgórészek egymáshoz képesti fázisszögével (az egyes forgórészek gerjesztése folytonos vonallal és az eredő gerjesztés szaggatott vonallal)

Látható, hogy a legnagyobb amplitúdó akkor érhető el, ha a két forgórész azonos fázisban forog, míg ellenfázisú forgás esetén a rezgés amplitúdója nullára csökkenthető. A berendezés ezzel az ERM rezgetők egyszerű kialakítását megtartva lehetségessé teszi a rezgés frekvenciájának és amplitúdójának független és fokozatmentes beállítását széles frekvenciatartományban (2. ábra). A legkisebb alkalmazható frekvencia az, amelynél az azonos fázisban lévő forgórészek rezgése már érezhetővé válik a bőr számára, vagyis a forgórészek excentricitásából származó határoló görbe metszi a bőr



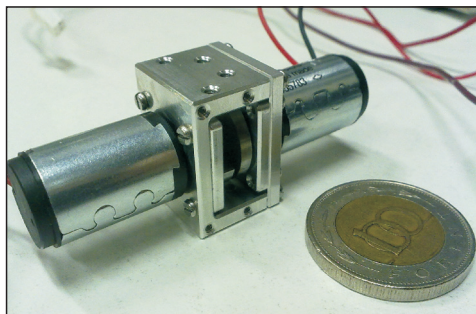
2. ábra. A bőr érzékenységének frekvenciafüggése mechanikai rezgések esetén,^{19–21} illetve az aláhangolt kettős excenteres rezgető munkatere és a korlátozó tényezők a frekvencia-amplitúdó síkban (log-log skála)

érzékenységének határát jelölő görbét. A megvalósítható munkatartományt korlátozza még az alkalmazott szabályozó teljesítménye, illetve ehhez kapcsolódóan az alkalmazott szenzorok érzékenysége.

Mivel az amplitúdó változtatásához elegendő a forgórészek egymáshoz képesti fázisán változtatni, a rezgés megszüntetéséhez és újraindításához nem szükséges a forgórészek leállítás és felgyorsítása sem, ami bizonyos alkalmazási területeken jelentős energiamegtakarítással járhat.

A két forgórész egymáshoz képesti fázisának beállítása bizonyos körülmények között lehetséges egyszerűen a motorokra kapcsolt feszültségek beállításával,³⁷ azonban a megbízható és hatékony működéshez egy szabályozó alkalmazása szükséges.

A bemutatott kialakítás nemcsak a független frekvencia és amplitúdó megvalósítását teszi lehetővé, hanem ellentétes irányú forgás esetén a rezgés irányának beállítását is (1. ábra).³⁸ Ilyenkor a rezgések az egyik irányban kioltják egymást, az amplitúdó azonban az egyszerű ERM eszközökhöz hasonló függést mutat a frekvenciával.



3. ábra. A kettős excenteres rezgető prototípusa

A javasolt kettős excenteres kialakítás alapján a kutatás során készült egy prototípus berendezés is, amely lehetővé tette az elképzelés tesztelését, illetve a korábban megalkotott mechanikai modellek³⁷ validálását (3. ábra).

A prototípust a méretei közvetlenül a bőr gerjesztésére korlátozottan teszik csak alkalmazhatóvá, azonban az elvégzett mérések alapján elmondható, hogy a megoldás alkalmas a kitűzött célra.³⁹

Összefoglalás

A bőr taktilis érzékelésével kapcsolatos irodalomkutatás alapján tehát mondhatjuk, hogy a bőrben található érző receptorok segítségével különbséget tudunk tenni más-más frekvenciájú, amplitúdójú és irányú rezgések között, illetve képesek vagyunk a rezgések helyét is viszonylag jó felbontással meghatározni. Ezzel megvan a lehetőség összetett információt közölni a bőrön keresztül, segítve vagy kiváltva más érzékeinket, mint a látást vagy a hallást.

A tapintás kifinomultságának kihasználására javaslatot tettünk egy fejlett rezgéskeltő eszköz alkalmazására, amely a frekvencia és amplitúdó független beállításával, illetve egyszerű kialakításával alkalmas a hagyományos ERM rezgetőknél hatékonyabb információközlésre.

IRODALOM

1. *Van Erp JBF, Self BP*, editors. Tactile Displays for Orientation, Navigation and Communication in Air, Sea and Land Environments. Final report. NATO Science and Technology Organization. 2008 Aug. Report No.: HFM-122.
2. *Ho C, Reed N, Spence C*. Multisensory in-car warning signals for collision avoidance. *Human Factors* 2007 Dec;49(6):1107–14.
3. *Srinivasan MA, Basdogan C*. Haptics in virtual environments: Taxonomy, research status, and challenges. *Comput Graph* 1997 Jul–Aug;21(4):393–404, doi:10.1016/S0097-8493(97)00030-7.
4. *Klatzky RL, Lederman SJ, Metzger VA*. Identifying objects by touch: An expert system. *Percept Psychophys* 1985;37(4):299–302, doi:10.3758/BF03211351.
5. *Naķano K*. Information regarding tactile sensation in friction signals with high uncertainty. *Tribol Int* 2008 Nov;41(11):1114–25, doi:10.1016/j.triboint.2007.12.005.
6. *Murray AM, Klatzky RL, Khosla PK*. Psychophysical characterization and testbed validation of a wearable vibrotactile glove for telemanipulation. *Presence-Teleop Virt* 2003 Apr;12(2):156–82, doi:10.1162/105474603321640923.
7. *Ding ZQ, Luo ZQ, Causo A, Chen IM, Yue KX*, et al. Inertia sensor-based guidance system for upperlimb posture correction. *Medical Engineering & Physics* 2013 Feb;35(2):269–76, doi:10.1016/j.medengphy.2011.09.002.
8. *Galambos P*. Vibrotactile feedback for haptics and telemanipulation: Survey, concept and experiment. *Acta Polytech Hung* 2012;9(1):41–65.
9. *Vuillerme N, Pinsault N, Fleury A, Chenu O, Demongeot J*, et al. Effectiveness of an electro-tactile vestibular substitution system in improving upright postural control in unilateral vestibular-defective patients. *Gait & Posture* 2008 Nov;28(4):711–5, doi:10.1016/j.gaitpost.2008.05.017.
10. *Vuillerme N, Cuisinier R*. Head position-based electro-tactile tongue biofeedback affects postural responses to Achilles tendon vibration in humans. *Experimental Brain Research* 2008 Apr;186(3):503–8, doi:10.1007/s00221-007-1249-9.
11. *Segond H, Weiss D*. Human spatial navigation via a visuo-tactile sensory substitution system. *Perception* 2005;34(10):1231–49, doi:10.1068/P3409.
12. *Kaczmarek KA, Tyler ME, Bach-y-Rita P*. Pattern identification on a fingertip-scanned electro-tactile display. In: *Proc. 19th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*;1997 Oct 30 – Nov 2; Chicago (IL), USA. 1997. p. 1694–6.
13. *Soneda T, Naķano K*. Investigation of vibrotactile sensation of human fingerpads by observation of contact zones. *Tribol Int* 2010 Jan–Feb;43(1-2):210–7, doi:10.1016/j.triboint.2009.05.016.
14. *Johnson KO*. The roles and functions of cutaneous mechanoreceptors. *Curr Opin Neurobiol* 2001 Aug;11(4):455–61, doi:10.1016/S0959-4388(00)00234-8.
15. *Johnson KO, Yoshioķa T, Vega-Bermudez F*. Tactile functions of mechanoreceptive afferents innervating the hand. *J Clin Neurophysiol* 2000 Nov;17(6):539–58, doi:10.1097/00004691-200011000-00002.
16. *Wu JZ, Dong RG, Raķheja S, Schopper AW, Smutz WP*. A structural fingertip model for simulating of the biomechanics of tactile sensation. *Medical Engineering & Physics* 2004 Mar;26(2):165–75, doi:10.1016/j.medengphy.2003.09.004.
17. *Slaviķ P, Bell J*. A mechanoreceptor model for rapidly and slowly adapting afferents subjected to periodic vibratory stimuli. *Math Biosci* 1995 Nov;130(1):1–23, doi:10.1016/0025-5564(94)00083-C.

18. *Bensmaïa S.* A transduction model of the Meissner corpuscle. *Math Biosci* 2002 Apr;176(2): 203–17, doi 10.1016/S0025-5564(02)00089-5.
19. *Brisben AJ, Hsiao SS, Johnson KO.* Detection of vibration transmitted through an object grasped in the hand. *Journal of Neurophysiology* 1999 Apr;81(4):1548–58.
20. *Hwang J, Hwang WN.* Vibration perception and excitatory direction for haptic devices. *J Intell Manuf* 2011 Feb;22(1):17–27, doi:10.1007/s10845-009-0277-7.
21. *Verrillo RT.* Vibrotactile thresholds for hairy skin. *Journal of Experimental Psychology* 1966 Jul;72(1):47–50.
22. *Whitehouse DJ, Morioka M, Griffin MJ.* Effect of contact location on vibrotactile thresholds at the fingertip. *Somatosensory & Motor Research* 2006 Mar–Jun;23(1-2):73-81, doi: 10.1080/08990220600741119.
23. *Mahns DA, Perkins NM, Sahai V, Robinson L, Rowe MJ.* Vibrotactile frequency discrimination in human hairy skin. *J Neurophysiol* 2006 Mar;95(3):1442–50, doi:10.1152/jn.00483.2005.
24. *Wilśka A.* On the vibrational sensitivity in different regions of the body surface. *Acta Physiologica Scandinavica* 1954 Jul 18;31(2-3):284–9, doi:10.1111/j.1748-1716.1954.tb01139.x.
25. *Verrillo RT.* Effect of contactor area on the vibrotactile threshold. *The Journal of the Acoustical Society of America* 1963;35:1962–6.
26. *Verrillo RT.* Effect of spatial parameters on the vibrotactile threshold. *Journal of Experimental Psychology* 1966 Apr;71(4):570–5.
27. *Bensmaïa SJ, Leung YY, Hsiao SS, Johnson KO.* Vibratory adaptation of cutaneous mechanoreceptive afferents. *J Neurophysiol* 2005 Nov; 94(5):3023–36, doi:10.1152/jn.00002.2005.
28. *Verrillo RT, Gescheider GA.* Effect of prior stimulation on vibrotactile thresholds. *Sensory Processes* 1977 Aug;1(4):292–300.
29. *Verrillo RT, Bolanowski SJ.* Effects of temperature on the subjective magnitude of vibration. *Somatosensory & Motor Research* 2003; 20(2):133–7, doi:10.1080/089902203100105163.
30. *Verrillo RT, Bolanowski SJ, Cheekosky CM, McGlone FP.* Effects of hydration on tactile sensation. *Somatosensory & Motor Research* 1998; 15(2):93–108.
31. *Verrillo RT.* Change in vibrotactile thresholds as a function of age. *Sensory Processes* 1979; 3(1):49–59.
32. *Cholewiak RW, Collins AA.* Vibrotactile localization on the arm: Effects of place, space, and age. *Percept Psychophys* 2003 Oct;65(7):1058–77, doi:10.3758/Bf03194834.
33. *Olausson H, Westberg J, Kağuda N.* Tactile directional sensibility: peripheral neural mechanisms in man. *Brain Research* 2000 Jun 2; 866(1-2):178–87, doi:10.1016/S0006-8993(00)02278-2.
34. *Veispař A, Boets B, Ghesquiere P.* Parallel versus sequential processing in print and braille reading. *Res Dev Disabil* 2012 Nov–Dec;33(6):2153–63, doi:10.1016/j.ridd.2012.06.012.
35. *Halmai A, Lukács A.* New linear-electromagnetic actuator used for cellular phones. *Periodica Polytechnica – Mechanical Engineering* 2007; 51:19–22.
36. *Ninu, A. and Dosen, S. and Farina, D. and Rattay, F. and Dietl, H.* A novel wearable vibrotactile haptic device. In: 2013 IEEE International Conference on Consumer Electronics (ICCE 2013); 2013 Jan 11–14; Las Vegas (NV), USA. 2013. p. 51–2.
37. *Miklós Á, Szabó Z.* Vibrator with DC motor driven eccentric rotors. *Periodica Polytechnica – Mechanical Engineering* 2012;56:49–53.
38. *Schena BM, Park M.* Immersion Corporation, assignee. Directional Inertial Tactile Feedback Using Rotating Masses. US Patent 7,182,691 B1. 2007 Feb 27.

39. Miklós Á, Szabó Zs. Simulation and experimental validation of the dynamics of a dual-rotor vibroactuator. In: Proceedings of the 11th

International Conference on Vibration Problems; 2013 Sep 9-12; Lisbon, Portugal. 2013 p. 351.

A kutatást a Nemzeti Fejlesztési Ügynökség támogatta a COSMOSYS elnevezésű nemzetközi TÉT pályázat keretében (TÉT_08-SG-2010-0002).

Miklós Ákos

MTA–BME, Gépek és Járművek Dinamikája Kutatócsoport

H–1111 Budapest, Műegyetem rkp. 5.

Tel.: (+36) 1 463-1436

SAJTÓKÖZLEMÉNY



Ültető-fektető többfunkciós elektromos betegágy kifejlesztése az ASS BERENDEZÉSI RENDSZEREK Ipari Bt. és a Debreceni Egyetem együttműködésével az Új Széchenyi Terv keretében

Az ASS BERENDEZÉSI RENDSZEREK Ipari Bt. 2013 szeptemberében 145,65 millió forint támogatást nyert a „Piacorientált kutatási-fejlesztési tevékenység támogatása” programban az Új Széchenyi Terv keretében. A 242,31 millió forint összköltségvetésű beruházásban egy speciális, elektromos működtetésű betegágy kifejlesztésére kerül sor a Debreceni Egyetem Ortopédia Klinika Biomechanikai Laboratóriumával történő együttműködés keretein belül.

A K+F projekt célja egy olyan, saját ötleten alapuló elektromos működtetésű betegágy kifejlesztése, amely a tartósan ágyhoz kötött betegek ápolási körülményeiben komoly változást eredményezve egyrészt az ágyhoz kötöttséggel járó kirekesztettség érzés csökkentésével a beteg pszichés állapotának javítása révén hatékonyan hozzájárulhat a gyógyulási folyamathoz, másrészt segíti a sokszor fizikailag is nagyon nehéz ápolási munkát.

A 242 316 459 forint összköltségvetésű beruházásban több újdonság erejű funkció megvalósíthatóságának, műszaki, gazdasági és orvostechikai komplex vizsgálata történik: a beteg ülő helyzetbe emelése; az ülő helyzetben lévő betegnek az ágy síkjára merőleges pozícióba történő kifordítása; az ágytálasz körülményeinek javítása; az ágyra helyezett masszírozó rendszerrel a beteg vérkeringésének javítása; a lábszártartó ágyrész megosztása úgy, hogy a két lábszárát egymástól függetlenül lehessen mozgatni (pl. alsóvégtagi ízületi problémák esetén).

A fejlesztési folyamat során értékelemzés alkalmazásával kerül sor a végső változat funkcióinak meghatározására. A végső változat a modellezés és prototípus-készítés, valamint a nullszériás termékek klinikai tesztelése során jut el a piacra jutás fázisába. A beruházáshoz a vállalkozás 145 659 547 forint támogatást nyert el az Új Széchenyi Terv segítségével.

ASS BERENDEZÉSI RENDSZEREK

Ipari Bt.

Cím: 6900 Makó, Rákosi út 4.

E-mail: ass@ass.hu

www.ujszechenyiterv.gov.hu



AZ EMBERI EGYENSÚLYOZÁS MECHANIKAI MODELLEZÉSE PIDA SZABÁLYOZÓ SEGÍTSÉGÉVEL

Lehotzky Dávid, Insperger Tamás

Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem, Műszaki Mechanikai Tanszék

insperger@mm.bme.hu

Absztrakt

Ebben a cikkben két egyszerű problémán keresztül vizsgáljuk az emberi egyensúlyozás folyamatát. Vizsgáljuk az ujjhegyen történő rúdegyensúlyozást és az egy helyben állás egyensúlyozási folyamatát, a posturalis kilengést. Az egyensúlyozási problémákat egyszerű mechanikai modellekkel írjuk le, majd egy, az iparban is gyakran használt, PIDA szabályozó segítségével modellezzük az emberi agy szabályozási mechanizmusát egyensúlyozás közben. A mozgást leíró differenciálegyenletben konstans időkésséssel figyelembe vesszük a reflexkésés hatását, és a leíró egyenletek stabilitási vizsgálatával ellenőrizzük a felírt modell stabilizálhatóságát. Végül a kapott számítási eredményeket összevetjük a szakirodalomban található kísérleti eredményekkel.

Kulcsszavak: emberi egyensúlyozás, reflexkésés, szabályozás, stabilitás, stabilizálhatóság

The mechanical modeling of human balancing using PIDA control

Abstract

This article investigates the process of human balancing through two simple balancing tasks: stick balancing on the fingertip and quiet standing (postural balance). First we describe the balancing problems by simple mechanical models then we apply a PIDA controller (which is often used in industrial applications, too) in order to model the balancing process controlled by human brain. The reflex delay of human balancing is considered as a constant time delay in the governing differential equation. The stabilizability of the control process is investigated, through the analysis of the governing equation. Finally, the results of the mathematical model are compared to experimental results from the corresponding literature.

Keywords: human balancing, reflex delay, feedback control, stability, stabilizability

1. Bevezetés

Mechanikai értelemben az emberi egyensúlyozás az emberi test egy instabil egyensúlyi helyzete körül való stabilizálását jelenti. Az emberi egyensúlyozás az emberi lét egyik legfontosabb eleme, hiszen a mindennapos emberi mozgások instabil egyensúlyi helyzetek körül történnek, gondoljunk csak a gyaloglásra. A stabilizálás folyamatát az emberi agy végzi: az agy

az emberi test receptorainak segítségével jut információhoz – „méréseket végez” –, és ezen információk ismeretében ad utasítást az izomzatnak – „beavatkozik” –, ami az emberi mozgást eredményezi. Az emberi test receptorai által biztosított „mérési eredmények” beérkezése, feldolgozása és az agy által előírt utasítás megvalósulása között idő telik el, ami az emberi szervezet neurális rendszerének sajátossága.

Az ipari gyakorlatban is széles körben megfigyelhetők az emberi egyensúlyozáshoz hasonló (jóval egyszerűbb) stabilizálási problémák. Ezeket a stabilizálási problémákat általában valamilyen szabályozási rendszer segítségével oldják meg. A szabályozási rendszerek az emberi egyensúlyozás vonásait hordozzák, mivel valamilyen mérést végeznek a szabályozott rendszeren, és a mérési eredményeket felhasználva valamilyen belső számítási eredmény alapján beavatkoznak a rendszeren, módosítva annak viselkedését.

Az egyensúlyozással kapcsolatosan felmerülő egyik legfőbb kérdés az, hogy a receptorok által biztosított információk alapján az agy milyen módon állapítja meg az izomzatnak adott utasítást. A biomechanikai szakirodalom több évtizede foglalkozik ezzel a problémával.¹⁻⁴

Ez a cikk két egyszerűsített egyensúlyozási feladat modellezésével vizsgálja az emberi agy egy lehetséges működését egyensúlyozás közben. A két vizsgált egyensúlyozási feladat: az ujjhegyen való egyensúlyozás⁵⁻⁷ és az egy helyben álláshoz szükséges egyensúlyozás (posturalis kilengés).⁸⁻¹¹ Először modellezzük az egyensúlyozási feladatokat mint mechanikai rendszereket, majd a mechanikai modellekre egy szabályozót alkalmazunk, amellyel az agy által irányított stabilizálási folyamatot modellezzük. Az emberi szervezet neurális rendszerének időkésését konstans időkéséssel vesszük figyelembe a szabályozási körben. Az alkalmazott mechanikai és szabályozási modell alapján vizsgáljuk a rendszer stabilitását, végül a kapott számítási eredményeket összevetjük a kísérleti eredményekkel.

2. Módszer

Az alábbiakban előbb az ujjhegyen történő rúdeqyensúlyozás és az egy helyben álláshoz szükséges egyensúlyozás mechanikai modelle-

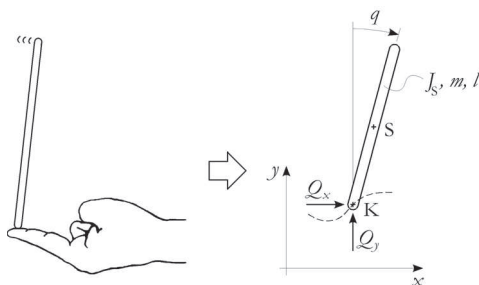
zését tárgyaljuk, majd egy szabályozót alkalmazunk az így kapott mechanikai modellekre.

2.1. Mechanikai modellezés

A mechanikai modellezés során a vizsgált rendszer elemeit koncentrált paraméterekkel rendelkező merev testekként modellezzük, a légellenállás hatását minden esetben elhanyagoljuk.

2.1.1. Ujjhegyen történő rúdeqyensúlyozás

A rúd ujjhegyen történő egyensúlyozásának általunk használt mechanikai modellje 3 szabadsági fokú. Feltételezzük, hogy az egyensúlyozott rúd vége az ujjal pontszerűen érintkezik, továbbá azt, hogy a súrlódás az ujj és a rúd vége között elegendően nagy ahhoz, hogy az ne csússzon meg szabályozás közben. A mecha-



1. ábra. Az ujjhegyen történő rúdeqyensúlyozás mechanikai modellje

nikai rendszer általános koordinátái x és y , a K kontaktpont vízszintes és függőleges elmozdulása, illetve q az inga függőleges irányban bezárt szöge (az inga szögelfordulása). Az ujjhegyen való rúdeqyensúlyozás mechanikai modelljére (1. ábra) felírt mozgásegyenletek:

$$\begin{aligned} m\ddot{x}(t) + ms\ddot{q}(t)\cos(q(t)) \\ - ms\dot{q}^2(t)\sin(q(t)) = Q_x(t), \end{aligned} \quad (1)$$

$$m\ddot{y}(t) - ms\ddot{q}(t)\sin(q(t)) - ms\dot{q}^2(t)\cos(q(t)) = Q_y(t) - mg, \quad (2)$$

$$J_S \ddot{q}(t) = Q_y(t)s \sin(q(t)) - Q_x(t)s \cos(q(t)), \quad (3)$$

ahol J_S , m és l az inga S súlypontjára számított tehetetlenségi nyomatékát, tömegét, illetve hosszát jelöli, s a K kontaktpont és az S súlypont távolságát, míg g a gravitációs gyorsulást jelöli. Az egyensúlyozás célja, hogy az ingát a kívánt $(x_k(t), y_k(t), q_k(t)) \equiv (0, 0, 0)$ pozíció körül tartssuk, ami az 1–3. *egyenletek* $(x, \dot{x}, y, \dot{y}, q, \dot{q}) = (0, 0, 0, 0, 0, 0)$ egyensúlyi állapot körüli stabilizálásával érhető el. Az ujj mozgásának rúdra gyakorolt hatását a rúd végén (K kontaktpontban) ható koncentrált erővel modellezzük. Ezt az inga egyensúlyozására szolgáló $Q(t) = (Q_x(t), Q_y(t))^T$ szabályozó erővektort általánosan két részre, vezérlő és szabályozó erőre bonthatjuk:

$$Q(t) = Q^v(t) + Q^{sz}(t). \quad (4)$$

A $Q^v(t)$ vezérlő erő úgy van meghatározva, hogy az alkotott modellt a kívánt $(x_k(t), y_k(t), q_k(t))$ pozíció mentén mozgassa, esetünkben ez az inga $(0, 0, 0)$ pozícióban tartását jelenti. Ebből következően $Q^v(t) = (0, mg)^T$. Az 1–3. *egyenletek* egyensúlyi állapot körüli és $Q(t)$ szabályozó erő $Q^v(t)$ körüli linearizálása után:

$$m\ddot{x}(t) + ms\ddot{q}(t) = Q_x^{sz}(t), \quad (5)$$

$$m\ddot{y}(t) = Q_y^{sz}(t), \quad (6)$$

$$J_S \ddot{q}(t) - mgsq(t) = -Q_x^{sz}(t)s. \quad (7)$$

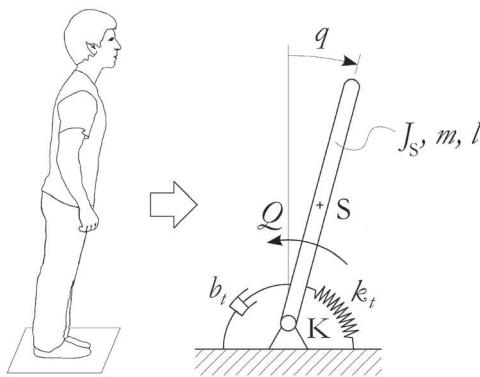
A fenti egyenletekből látható, hogy az egyensúlyi állapothoz közel a vízszintes mozgást és az inga szögelfordulását a $Q_x(t)$ vízszintes irányú erőkomponens szabályozza, míg a $Q_y(t)$ függőleges irányú erőkomponens csak az y irányú mozgást határozza meg. Elmondhatjuk tehát, hogy kis elmozdulások esetén K kontaktpont függőleges irányú mozgásának az inga szögelfordulására nincsen hatása. Érdeemes azonban megjegyezni, hogy a fentiekben

azzal a feltételezéssel éltünk, hogy a szabályozó pontosan ismeri az inga tömegét, S súlypontjának helyzetét és az inga erre a pontra számolt J_S tehetetlenségi nyomatékát. Ha a szabályozó nem ismeri pontosan ezeket a paramétereket, akkor a vezérlő erő pontatlan lesz és ebből következően a fenti egyenletek is más alakot öltenek. A nyitott szabályozási kört $(Q(t)=0)$ vizsgálva az 5–7. *egyenletek* karakterisztikus gyökei

$$\lambda_{1,2,3,4} = 0 \text{ és } \lambda_{5,6} = \pm \sqrt{mgs/J_S}, \quad (8)$$

ahol $\lambda_{1,2,3,4}$ a K kontaktpont vízszintes és horizontális koordinátájához, míg $\lambda_{5,6}$ az inga szögelfordulásához tartozó gyököket jelöli. Ezek alapján elmondható, hogy a szabályozás nélküli linearizált rendszerben x, \dot{x}, y, \dot{y} állapotváltozók a stabilitás határhelyzetében vannak, míg q, \dot{q} állapotváltozók instabilak. Ennek következtében a fő szabályozási probléma a 7. *egyenlet* stabilizálása, így a továbbiakban csak ennek az egyenletnek a szabályozásával foglalkozunk.

2.1.2. Egy helyben állás (posturalis kilengés)



2. ábra. Az egy helyben állás mechanikai modellje

Az emberi testet egy helyben állás esetén egy fordított ingával modellezzük (2. ábra), amely a K kontaktpontnál rögzített és k_t torziós merevséggel, valamint b_t torziós csillapítással ren-

delkezik. Az inga tehetetlenségi nyomatékát, tömegét, illetve hosszát ismét J_S , m és l jelöli. Az inga mozgásegyenlete a következő alakban írható föl:

$$J_K \ddot{q}(t) + b_i \dot{q}(t) + k_i q(t) - mgs \sin(q(t)) = -Q(t), \quad (9)$$

ahol s a K rögzítési pont és S súlypont távolságát jelöli, és $J_K = J_S + ms^2$ az inga K rögzítési pontra számított másodrendű nyomatéka. A korábbiakhoz hasonlóan az ingát egyensúlyozó $Q(t)$ nyomaték vezérlő és szabályozó tagokra bontható:

$$Q(t) = Q'(t) + Q^{sz}(t). \quad (10)$$

A vezérlő nyomaték $Q'(t)$ ismét úgy van meghatározva, hogy az alkotott modellt egyensúlyban tartsa a kívánt $q_k(t) \equiv 0$ pozícióban. Ennek megfelelően $Q'(t) \equiv 0$. A 9. egyenlet a $(q, \dot{q}) = (0, 0)$ egyensúlyi állapot körüli linearizálás után az alábbi alakot ölti:

$$J_K \ddot{q}(t) + b_i \dot{q}(t) + (k_i - mgs)q(t) = -Q^{sz}(t). \quad (11)$$

Mivel az emberi boka merevsége kicsi,¹² így $k_i - mgs < 0$, ez azt eredményezi, hogy az inga felső egyensúlyi helyzete instabil. A továbbiakban ezt a linearizált egyenletet vizsgáljuk stabilitás szempontjából.

2.2. Szabályozási modell

Az alábbiakban egy PIDA szabályozót mutatunk be az emberi egyensúlyozás folyamatának modellezése céljából. A szabályozó erő/nyomaték az alábbi alakban írható fel:

$$Q^{sz}(t) = K_i \int q(s - \tau) ds + K_p q(t - \tau) + K_d \dot{q}(t - \tau) + K_a \ddot{q}(t - \tau), \quad (12)$$

ahol K_i az ún. integráló, K_p az arányos, K_d a differenciáló és K_a a gyorsulással arányos szabályozási paraméter. A szabályozási kört (az

emberi szervezet neurális rendszerét) jellemző időkéscést τ jelöli. Mivel a vizsgált mechanikai rendszereket másodrendű differenciálegyenletek írják le és a szabályozó által visszacsatolt legmagasabb rendű, időkéscéssel rendelkező tag szintén másodrendű, így általános esetben a vizsgált, szabályozott rendszert ún. neutrális típusú differenciálegyenlet írja le. Az ilyen egyenletnek jellegzetessége, hogy végtelen sok karakterisztikus gyöke van, amely gyökök közül végtelen sok helyezkedhet el a pozitív komplex félsíkon (azaz az egyenletnek végtelen sok instabil gyöke lehet). Ha $K_a = 0$, akkor a szabályozó által visszacsatolt legmagasabb rendű, időkéscéssel rendelkező tag csupán elsőrendű, amely kisebb, mint a vizsgált rendszer rendje, így ebben az esetben a szabályozott rendszert leíró differenciálegyenlet ún. retardált típusú differenciálegyenlet. Az ilyen egyenlet – hasonlóan a neutrális differenciálegyenlethez – végtelen sok karakterisztikus gyökkel rendelkezik, azonban ezen gyökök közül csak véges sok helyezkedhet el a pozitív komplex félsíkon (azaz az egyenletnek csak véges sok instabil gyöke lehet).

2.2.1. Ujjhegyen történő rúdeqyensúlyozás

A 12. egyenletet felhasználva a 7. egyenlet $Q_x^{sz}(t) = Q^{sz}(t)$ és $\tilde{t} = t / \tau$ dimenziótlan idő bevezetése után, a hullám jel azonnali elhagyásával az alábbi alakra hozható:

$$\ddot{q}(t) - a q(t) = -k_i \int q(s - 1) ds - k_p q(t - 1) - k_d \dot{q}(t - 1) - k_a \ddot{q}(t - 1), \quad (13)$$

ahol $a = 6g\tau^2/l$ dimenziótlan rendszerparaméter. Itt feltételeztük, hogy az egyensúlyozott rúd homogén és állandó keresztmetszetű, amiből $J_S = ml^2/12$ és $s = l/2$ adódik. A dimenziótlan szabályozási paramétereket $k_i = 6 K_p \tau^3/(ml)$, $k_p = 6 K_p \tau^2/(ml)$, $k_d = 6 K_p \tau/(ml)$ és $k_a = 6 K_a/(ml)$ jelöli.

2.2.2. Egy helyben állás

A 12. egyenletet felhasználva a 11. egyenlet $\tilde{t} = t/\tau$ dimenziótlan idő bevezetésével és a hullám azonnali elhagyásával az alábbi alakot ölti:

$$\ddot{q}(t) + b \dot{q}(t) - a q(t) = -k_i \int_{-\infty}^t q(s-1) ds - k_p q(t-1) - k_d \dot{q}(t-1) - k_a \ddot{q}(t-1), \quad (14)$$

ahol $b = b_i \tau/J_A$ és $a = (mg_s - k_t) \tau^2/J_A$ dimenziótlan rendszerparaméterek. Látható, hogy a 14. egyenlet a 13. egyenlet egy általánosabb alakja, hiszen a 13. és 14. egyenletek azonos alakúak, ha $b_i = 0$, ezért a továbbiakban csak a 14. egyenlet vizsgálatával foglalkozunk.

3. Eredmények

Az alábbiakban feltesszük, hogy a b dimenziótlan rendszerparaméter ismert. Azt a kritikus $a = a_{cr}$ paramétert keressük, amely fölött a 14. egyenlet már nem stabilizálható, vagyis bármilyen (k_i, k_p, k_d, k_a) paraméterválasztás mellett instabil. Először általános paraméterválasztás mellett közöljük a számítási eredményeket, majd néhány egyedi mechanikai és fiziológiai paraméter esetén összehasonlítjuk azokat kísérleti eredményekkel.

3.1. Általános számítási eredmények

A 14. egyenlet stabilitási vizsgálatát az ún. D-felosztás módszerrel végezzük.¹³ A stabilitás lehetséges határait az ún. D-görbék adják, amelyeknek parametrikus alakja:

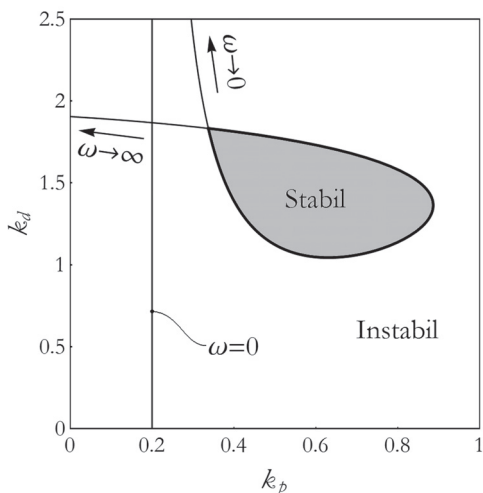
$$\text{ha } \omega = 0: \quad k_p = a, \quad k_d \in \mathbb{R}, \quad (15)$$

és

$$\text{ha } \omega \neq 0: \quad \begin{cases} k_p = (a + \omega^2) \cos(\omega) + b \omega \sin(\omega) + k_a \omega^2, \\ k_d = \frac{(a + \omega^2)}{\omega} \sin(\omega) \\ -b \cos(\omega) + \frac{k_i}{\omega^2}, \end{cases} \quad (16)$$

ahol ω a $[0, \infty)$ tartományon futó paraméter, amely a $(k_p(\omega), k_d(\omega))$ szabályozási paraméter kombinációhoz tartozó, tisztán képzetes karakterisztikus gyök képzetes részét jelöli. A (k_p, k_d) síkot a D-görbék síkrészekre szelik, amely síkrészeken belül az instabil karakterisztikus gyökök száma állandó. A vizsgált differenciálegyenlet akkor stabil, ha egy karakterisztikus gyöke sem található a pozitív komplex félsíkon. A D-görbék által „kiszelt” síkrészek közül a stabil síkdarabok (ahol nincsen egy instabil gyök sem) megkereshetők az ún. Stépán-formulák segítségével.¹³ Egy ilyen síkdarabot mutat a 3. ábra is adott a, b rendszerparaméterek és adott k_i, k_a szabályozási paraméterek mellett. Az ábrázolt (k_p, k_d) síkon a stabil paraméter tartományt a szürke színű, vastag vonallal körülzárt rész jelöli, a vékony vonalak pedig a D-görbékét mutatják.

A 4/A) ábrán növekvő k_i értékekre, adott a, b, k_a paraméterek mellett, a 4/B) ábrán pedig növekvő a értékekre, adott b, k_i, k_a paraméterek mellett látható a stabil tartomány a (k_p, k_d) síkon. A vastag vonallal körülhatárolt terület jelöli a stabil tartományt, a vékony vonal pedig a stabil tartományt körülhatároló D-görbét. Megfigyelhető, hogy a stabil tartomány csökken mind a , mind k_i növelésével. Minden k_i, k_a paraméter kombinációhoz található olyan a_{cr} kritikus rendszerparaméter, amely fölött a stabil tartomány eltűnik a (k_p, k_d) síkról. Ez azt jelenti, hogy ha $a > a_{cr}(k_i, k_a)$, akkor a rendszert semmilyen (k_p, k_d) szabályozási paraméter kombináció mellett nem lehet stabilizálni.



3. ábra. Stabil paraméter tartomány $a = 0,2$ $b = 0$
 $k_i = 0,2$ $k_a = 0,2$ esetén

A 3. ábrán látható, hogy a (k_p, k_d) sík vizsgált részén a stabil tartományt körülhatároló D-görbét leíró $k_p(\omega)$ és $k_d(\omega)$ függvényeknek egy-egy lokális szélső értéke van. A stabil tartomány eltűnésének feltétele adott b , k_i és k_a mellett:

$$\frac{dk_p}{d\omega}(a_{cr}, \omega_{cr}) = 2k_a \omega_{cr} + (2 + b) \omega_{cr} \cos(\omega_{cr}) - (a_{cr} - b + \omega_{cr}^2) \sin(\omega_{cr}) = 0, \quad (17)$$

$$\frac{dk_d}{d\omega}(a_{cr}, \omega_{cr}) = -\frac{2k_i}{\omega_{cr}^3} + \frac{(1 + b) \omega_{cr}^2 - a_{cr}}{\omega_{cr}^2} \sin(\omega_{cr}) + \frac{a_{cr} + \omega_{cr}^2}{\omega_{cr}} \cos(\omega_{cr}) = 0. \quad (18)$$

Ez a_{cr} és ω_{cr} paraméterekre egy nemlineáris egyenletrendszer, aminek a zárt alakú megoldása nem ismert, numerikus módszer segítségével azonban a fenti egyenletrendszer megoldható, így az $a_{cr}(k_i, k_a)$ függvény meghatározható. Ennek a kétváltozós függvénynek

adott k_a értékek melletti metszeteit és az alattuk szürkével jelölt stabilizálható tartományt a 4/C) és az 5/B) ábrák mutatják, az (a_{cr}, k_i, k_a) paraméter térben lévő stabilizálható tartományt pedig az 5/A) ábra szemlélteti.

Az 5/C) ábrából látható, hogy k_a gyorsulással arányos tag növeli a stabil tartományt a (k_p, k_d) síkon. Ismert azonban, hogy a gyorsulással arányos tag nem növelhető korlátlanul, mivel ha $|k_a| > 1$, akkor a vizsgált differenciálegyenletnek végtelen sok gyöke esik a pozitív komplex félsíkra, így a rendszer instabil lesz.¹³ Ebből belátható, hogy pozitív szabályozási paraméterek esetén az 5/A) ábrán ábrázolt stabilizálható tartomány a teljes stabilizálható tartomány.

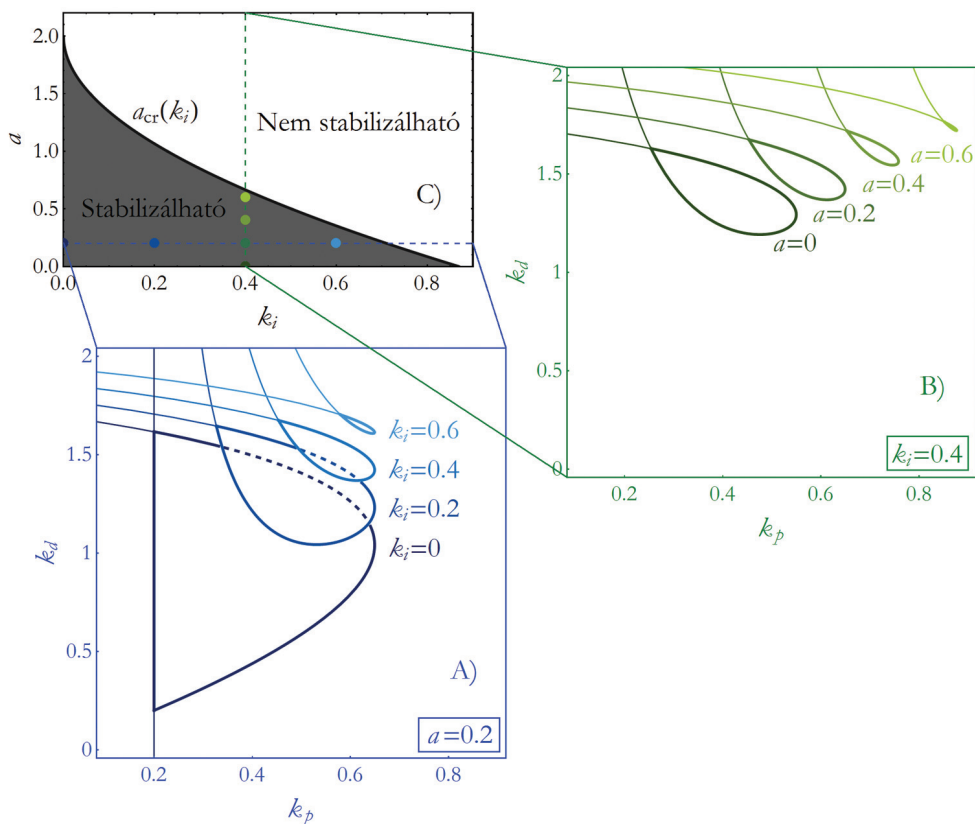
A 6. ábra adott k_a mellett mutatja b rendszerparaméter növelésének a hatását a stabilizálhatósági tartományra. Látható, hogy b paraméter növeli a stabilizálhatóságot.

3.2. Számítási eredmények szemléltetése valós példán

Az alábbiakban a fent meghatározott számítási eredményeket összehasonlítjuk az irodalomban található kísérleti eredményekkel.

3.2.1. Ujjhegyen történő rúdegyensúlyozás

A vizuális alapon történő egyensúlyozás időkétsége fizioiógiai kísérletek alapján $\tau = 100$ – 250 ms közé esik.^{5,7} Szintén kísérleti eredmények alapján, a legrövidebb, még egyensúlyozható rudat az irodalom $0,4$ m köré teszi.¹⁴ Az egyensúlyozás időkétsését $\tau = 125$ ms-nak választva a fenti számítási eredményekből $k_a = 0,9$ mellett a 7. ábra adódik. A kritikus $l_{cr} = 0,4$ m rúdhosszhoz leolvasott dimenziótlan integráló tag $k_i = 0,3827$.



4. ábra. A szabályozott rendszer stabilizálhatósági térképe $b = 0$ $k_a = 0$ esetén:

A) stabil paraméter tartomány $a = 0,2$ mellett különböző k_i - k esetén; B) stabil paraméter tartomány $k_i = 0,4$ mellett különböző a - k esetén; C) $a_{cr}(k_i)$ kritikus rendszerparaméter k_i függvényeként

3.2.2. Egy helyben állás

Egy szakirodalmi forrás alapján⁸ válasszuk a mechanikai és fiziológiai paramétereket a következőknek:

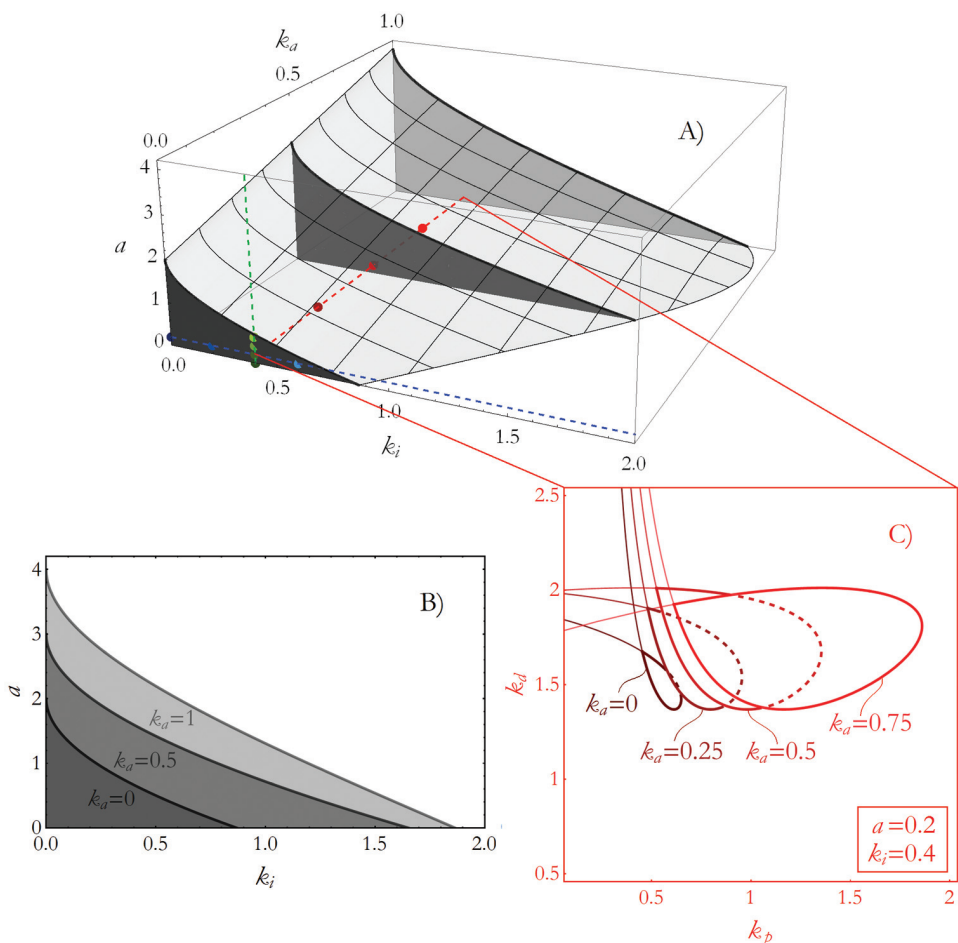
$m = 60$ kg	$k_i = 471$ Nm rad ⁻¹
$s = 1$ m	$b_i = 4,0$ Nms rad ⁻¹
$J_A = 60$ kg m ²	$\tau = 0,2$ s

1. táblázat. Mechanikai és fiziológiai paraméterek *Asai et al.*⁸ szerint

Az 1. táblázat alapján a dimenziótlan rendszerparaméterek $a = 0,0784$ és $b = 0,013$ értékűek. Ezek ismeretében adódik a 8. ábra.

4. Megbeszélés

Az eredmények alapján k_i szabályozó paraméter használata a szabályozásban nem tűnik célszerűnek, hiszen csökkenti a rendszer stabilizálhatóságát. Ha azonban a vizsgált rendszer paraméterei nem ismertek pontosan (ez minden bizonnyal így van emberi egyensúlyozás esetén), akkor a szabályozás hibával terhelt. Ez lineáris rendszerek esetén azt eredményezi, hogy a szabályozó valamilyen pozicionálási hibával fog beállni, vagyis nem a kívánt $q_k(t) \equiv 0$ pozícióban lesz egyensúlyban. Ez egy helyben állás esetén nem jelent problémát, viszont ujjon történő rúdegyensúlyozás esetén



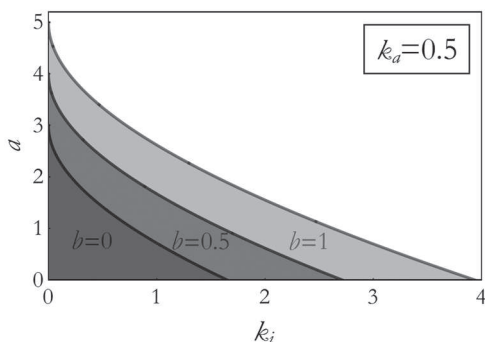
5. ábra. A szabályozott rendszer stabilizálhatósági térképe $b = 0$ esetén: A) $a_{cr}(k_i, k_a)$ kritikus rendszerparaméter k_i és k_a függvényeként; B) stabilizálhatósági tartomány különböző k_a értékekre; C) stabil paraméter tartomány $a = 0,2$ és $k_i = 0,4$ mellett különböző k_a értékekre

azt eredményezi, hogy a tartó ujjnak x koordináta mentén állandó gyorsulással kéne haladnia ahhoz, hogy az inga továbbra is egyensúlyban maradjon. Ez természetesen az emberi kar véges hossza miatt nem lenne lehetséges, így valamilyen módon el kell tüntetni a pozicionálási hibát.

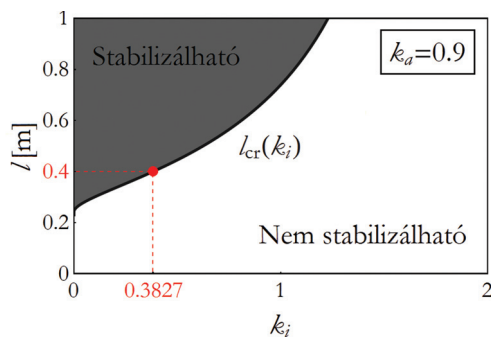
Az ipari gyakorlatban gyakran alkalmaznak integráló tagot a pozicionálási hiba eltüntetésére, ez indokolja itt is a k_i szabályozó paraméter használatát. Itt érdemes megjegyezni, hogy

az iparban a pozicionálási hiba eltüntetésére gyakran nem integráló tagot, hanem adaptív szabályozásokat alkalmaznak, ezeknek vizsgálata szintén érdekes lehet emberi egyensúlyozási problémákra.

A szabályozó integráló tagját, amely a pozicionálási hiba eltüntetését végzi, a 7. ábrát felhasználva a kísérleti eredményekkel való összehasonlítás alapján határoztuk meg. Megállapíthatjuk, hogy az alkalmazott szabályozás visszaadja a valós rúdegyensúlyozás egyik leg-



6. ábra. A szabályozott rendszer stabilizálhatósági térképe $k_a = 0,5$ esetén különböző b értékekre

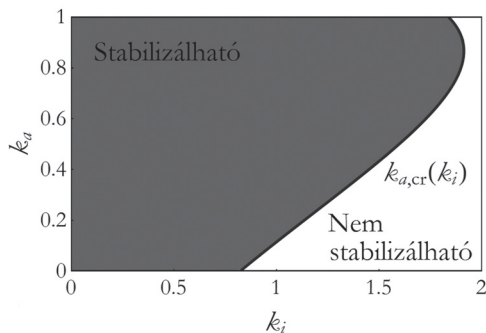


7. ábra. Az egyensúlyozott rúd stabilizálható paraméter tartománya és a rúd kritikus hossza k_i függvényében, $k_a = 0,9$ és $\tau = 125$ ms esetén

fontosabb tulajdonságát, a kritikus rúdhosszat. Ezen túl megjegyezhetjük, hogy az integráló tagnak köszönhetően a kis paraméter bizonytalanságok okozta pozicionálási hibák eltűnnek, így az egyensúlyozást végző ujj csak véges mozgásokat végez.

A 8. ábra szakirodalomban található kísérleti eredmények felhasználásával lett meghatározva. Látható, hogy viszonylag széles tartományban választhatjuk meg k_a , k_i paramétereiket a stabilitás megőrzése mellett, így viszonylag széles szabályozási paraméter tartományon kapjuk vissza azt a kísérleti eredményt, hogy a vizsgált személy egy helyben állva egyensúlyban tudta magát tartani a mérések során. Az alkalmazható szabályozási paraméterek széles tartománya arra „utal”, hogy az egyensúlyozási feladat (a szabályozó paraméterek behangolása) „könnyű”, ami egyezik a mindennapi gyakorlattal.

Összefoglalásképpen elmondhatjuk, hogy az emberi egyensúlyozás mechanizmusát a bemutatott PIDA szabályozó jól modellezi. A számítások során feltételeztük, hogy egyensúlyozás közben az agy egy egyszerű mechanikai modell alapján irányítja az emberi testet, és a megfelelő szabályozó paraméterek behangolásával végzi a stabilizálást. A szabályozás



8. ábra. Az egy helyben állás stabilizálható szabályozási paraméter tartománya és a kritikus, gyorsulással arányos paraméter értéke k_i paraméter függvényében, $a = 0,0784$ és $b = 0,013$ esetén

modellézése során figyelembe vettük az reflexkésést is, amely az egyik legfőbb korlátozó tényezője az emberi egyensúlyozásnak. Az alkalmazott mechanikai és szabályozási modellek alapján kiszámított eredményeket mérési eredményekkel validáltuk. Érdekes azonban megjegyezni, hogy az itt bemutatott mérési eredmények más szabályozó modell esetén is helyes eredményeket adhatnak a stabilitás kérdésében,¹⁵ így az egyensúlyozás folyamatának pontos megismeréséhez további vizsgálatok szükségesek. Az emberi egyensúlyozás modellezésének témakörében végzett kutatások eredményeink szerint a jövőben elősegíthetik például az időskori egyensúlyvesztés megelőzését.

IRODALOM

1. *Jordan MI.* Computational aspects of motor control and motor learning. In: Heuer H, Keele S, editors. *Handbook of perception and action: motor skills.* New York: Academic Press; 1996. p. 1–64.
2. *Kawato M, Furukawa K, Suzuki R.* A Hierarchical neural-network model for control and learning of voluntary movement. *Biol Cybern* 1987;57(3):169–85, doi:10.1007/Bf00364149.
3. *Moss F, Milton JG.* Medical technology – Balancing the unbalanced. *Nature* 2003 Oct 30;425(6961):911–2, doi:10.1038/425911a.
4. *Woollacott MH, Vonhosten C, Rosblad B.* Relation between muscle response onset and body segmental movements during postural perturbations in humans. *Experimental Brain Research* 1988;72(3):593–604.
5. *Cabrera JL, Milton J.* Stick balancing: On-off intermittency and survival times. *Nonlinear Studies* 2004; 11(3):305–17.
6. *Lee KY, O'Dwyer N, Halakı M, Smith R.* A new paradigm for human stick balancing: a suspended not an inverted pendulum. *Experimental Brain Research* 2012;221:309–28.
7. *Mehta B, Schaal S.* Forward models in visuomotor control. *Journal of Neurophysiology* 2002 Aug;88(2): 942–53, doi:10.1152/jn.00804.2001.
8. *Asai Y, Tateyama S, Nomura T.* Learning an intermittent control strategy for postural balancing using an EMG-based human-computer interface. *Plos One* 2013 May 22;8(5):e62956, doi:10.1371/journal.pone.0062956.
9. *Inspurger T, Milton J, Stepan G.* Acceleration feedback improves balancing against reflex delay. *Journal of the Royal Society Interface* 2013 Feb 6;10(79):20120763, doi:10.1098/Rsif.2012.0763.
10. *Mawrer C, Peterka RJ.* A new interpretation of spontaneous sway measures based on a simple model of human postural control. *Journal of Neurophysiology* 2005 Jan;93(1):189–200, doi:10.1152/jn.00221.2004.
11. *Winter DA, Patla AE, Prince F, Ishac M, Gielo-Percaż K.* Stiffness control of balance in quiet standing. *Journal of Neurophysiology* 1998 Sep;80(3):1211–21.
12. *Loram ID, Lařic M.* Direct measurement of human ankle stiffness during quiet standing: the intrinsic mechanical stiffness is insufficient for stability. *J Physiol-London* 2002 Dec 15;545(3):1041–53, doi: 10.1113/jphysiol.2002.025049.
13. *Stépán G.* Retarded dynamical systems : stability and characteristic functions. *Burnt Mill, Harlow, Essex, England.* New York: Longman Scientific & Technical; Wiley; 1989.
14. *Cabrera JL, Milton JG.* Stick balancing, falls and Dragon-Kings. *Eur Phys J-Spec Top* 2012 May;205(1): 231–41, doi:10.1140/epjst/e2012-01573-7.
15. *Inspurger T, Milton J.* Sensory uncertainty and stick balancing at the fingertip. *Biol Cybern* 2014 Feb; 108(1):85–101, doi:10.1007/s00422-013-0582-2.

A bemutatott kutatómunka az OTKA–K105433 jelű projekt részeként az Országos Tudományos Kutatási Alprogramok támogatásával valósult meg.

Dr. Inspurger Tamás

Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem, Műszaki Mechanika Tanszék
H–1111 Budapest, Műegyetem rkp. 5.
Tel.: (+36) 1 463-1227

CSONTMODELLEZŐ ANYAGOK VIZSGÁLATA

Pammer Dávid¹, Bognár Eszter^{1,2}

¹Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem, Gépészmérnöki Kar, Anyagtudomány és Technológia Tanszék

²MTA–BME, Kompozittechnológiai Kutatócsoport

pammer@cik.bme.hu

Absztrakt

Jelen kutatásunk célja volt, hogy találjunk egy olyan csontmodellező anyagot, amelynek mechanikai és szerkezeti tulajdonságai hasonlítanak a csontéra. Napjainkban az állkapocscsontokat szerkezetük szerint 5 osztályba sorolják (Carle E. Mish D1–D5). A különböző osztályok a csont sűrűségét mutatják (D1 – kemény, sűrű kortikális csont, D5 – kis sűrűségű, trabekuláris csont). Az állkapocscsont szerkezete és mechanikai tulajdonságai nagyban függenek az individuumtól, ezért sok esetben egyénre nézve kell meghatározni annak tulajdonságait. Az egyedi esetek modellezésére alkalmasak a megfelelő csontmodellező anyagok. A modellanyagok használata (kísérletek, gyakorlatok és fejlesztések) nem igényel etikai engedélyt, és a szükséges mennyiség is elérhető az adott feladathoz, szemben a korlátozott mennyiségű élő, illetve cadaver csontokkal.

Módszerek: Az implantológiában nagyon sok eset végződik valamilyen csavaros rögzítéssel. Ezért a kísérletsorozat a becsavarási „érzet” modellezésére alapszik. A vizsgálat során a következő csontmodellező anyagok lettek felhasználva: különböző fa típusok (puha, középkevény, kemény), a D1 osztály modellezésére amaranth, zebrano és ipe fák; a D2–D4 osztályra éger, akác és körte; piacon kapható csontmodellező anyagok (PUR alapanyagú) és állati csontok (marha és borjú bordacsont). Minden egyes anyagtípusba egy lemezcsavar lett behajtva és közben a becsavarási nyomaték mérése történt a behajtott hossz függvényében. A kísérlet a következőképpen zajlott: egy kiválasztott anyagtípusba előfuratot készítettünk, amelynek átmérője megegyezett a csavar magátmérőjével. Ezután a furatba nyomaték csavarhúzó segítségével behajtottuk a lemezcsavart. Minden egyes nyomatékértéknél megmértük a hozzá tartozó behajtott hosszt, szakítógép segítségével (Instron 5965).

Eredmények: Minden egyes anyagtípus megvizsgálása után a becsavarási nyomaték függvényt meghatároztuk. A különböző függvényesség (meredekség) jellemzi az adott anyagtípust. A függvény jellege alapján meg lehet különböztetni a puhább és keményebb régiók váltakozását. Puha régió esetében a meredekség növekszik, míg a kemény régiók esetében csökken. Ennek köszönhetően a különböző szerkezetű régiók elhelyezkedése meghatározható. A vizsgált anyagok közül az eredmények alapján a csonthoz leginkább hasonlító anyagot választottuk ki.

Konklúzió: Egy újfajta minimál invazív csont mechanikai tulajdonságát és szerkezetét meghatározó mérési módszer kifejlesztése során a csontmodellező anyagok használata lehetővé teszi a kísérletek nagyszámú elvégzését és a mérési módszer ellenőrzését. A mérési eljárással implantológusok meg tudják határozni a csont lokális szerkezeti és mechanikai tulajdonságait, amelynek ismeretében a beültetni kívánt adott implantátum primer stabilitására következtetni tud.

Kulcsszavak: csont, fa, zárt cellás habok, fogászati implantátum, becsavarási nyomaték

Bone-like materials**Abstract**

The aim of our research was to find a bone-like material which approximates the mechanical and structural properties of the real bone. Today's used classification of bones is based on the Carle E. Mish D1–D5 bone types. The different classes show the bone densities (D1 – very dense, D5 – low dense). The structure and mechanical properties of the bone depends on the individual. Due to this, in many cases it is necessary to determine individually its properties. To model the individual cases, bone-like materials are very useful because with these material types it is easier to do experiments, practices, and R&D projects, because they don't need ethical permission and the quantity is also not a problem not as with the living or cadaver human tissues.

Materials and methods: In case of implantology many surgery cases ended with screw fixation. Due to this, our experiment is based on to model the screwing “feeling”. We used the following bone-like materials: different types of woods (soft, half-hard, hard), we chose wood samples as Amaranth, Zebrano and Ipe to model D1 bones; Alnus, Robinie and Pyrus to model D2–D4 bones; on the market available bone model materials (solid foams) and animal bones. In each type of materials a metal-screw was screwed into them, and we measured the screwed depth as a function of the screwing torque. The experiment is based on the following methods: we choose a bone-like material type and drill the same diameter hole into it as the metal-screw core diameter is. Afterwards we screw into the hole a metal-screw with a torque screwdriver. At each torque rate we measure the screwed depth with a tensile test machine (Instron 5965).

Results: After measuring each material types and determined the screwing depth functions, we see the differences between the function characteristics (e.g. slope). Thanks to the evaluation of a function we could identify when the screw reaches a harder region. At this point the function's slope decreases, instead of the function's slope at the soft region. That means we could determine accurate the locality of the different structural regions. We compare all screwing depth functions and we have chosen the most bone-like material type.

Conclusion: The usage of the bone-like materials helps us to develop a new minimally invasive measurement procedure. Thanks to the materials we can do a lot of experiments, and by the evaluating of the results, the measurement procedure theory is possible to check. With this new measurement procedure implantologist can determine the local mechanical and structural properties of the cellular solid materials (like bone) into which implants are placed and they can also determine the primary stability of a given implant type.

Keywords: bone, wood, solid foam, dental implant, screwing torque

1. Bevezetés

Napjainkban egyre több sebészi beavatkozás zárul implantációval. A beültetett implantátumoknak sok esetben életmentő funkciójuk

van (sztent, pacemaker, csípőprotézis stb.), de az orvostechnika fejlődésének köszönhetően már egyre több olyan implantátum kerül beültetésre, amelynek a fő funkciója az esztétikai megjelenés (szilikonimplantátumok, piercing

stb.) és a hétköznapi élet javítása (fogászati implantátumok, szemlencsék, hallókészülék, kézprotézisek stb.). Jelen kutatásunk a fogászati implantátum rendszerek fejlesztéséhez és azok stabilitásának vizsgálatához kapcsolódik.

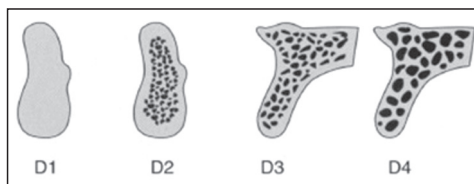
1.1. A fogászati implantátumok és az állkapocscsont kapcsolata

Ahhoz, hogy egy fogászati implantátum beültetése sikeres legyen, az implantológusnak ismernie kell az implantátum tulajdonságait (geometriai kialakítás, felületkezelési technológia, bevonat stb.) és a beültetés helyén a páciens állkapocscsontjának a szerkezetét, illetve a mechanikai tulajdonságait. A fogászati implantátumok primer stabilitását az implantátum geometriai kialakítása és az implantátum környezetében található megfelelő csontállomány biztosítja.^{1,2} A szekunder stabilitást pedig főként az implantátum és csont oszeointegrációja adja.³ Az azonnali implantátumterhelés (amikor a betegnek nincsen szüksége gyógyulási időre) csak akkor jöhet szóba, ha az implantáció minden esetben megfelel a primer stabilitási kritériumoknak. Ennek in vivo vizsgálatára napjainkban különböző módszerek vannak, amelyek közelítő értéket adnak a csontba helyezett implantátum primer stabilitásának mértékéről. Ilyen módszerek a következők: CBCT képalkotáson alapuló, a csont sűrűségét meghatározó Hounsfield-skála, a Periotest, illetve az Ostell ISQ (Implant Stability Quotient).^{4,5}

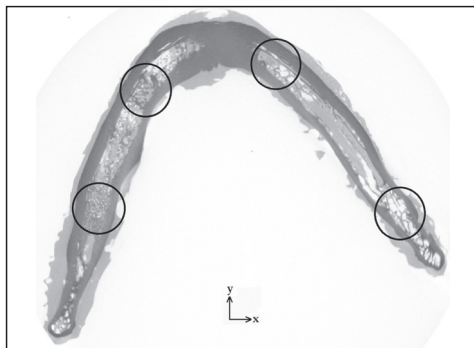
2. Anyagok és módszerek

2.1. Az alkalmazott anyagok

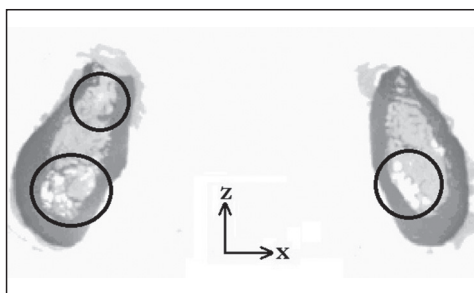
A csont egy olyan, természetben megtalálható anyag, amelynek a szerkezete és a mechanikai tulajdonságai az individuumból függően változik. Ennek megfelelően a célunk az volt,



1. ábra. A különböző szerkezetű csont osztályok⁶



2. ábra. A különböző sűrűséggel rendelkező állkapocscsont régiók x, y irányban



3. ábra. A különböző sűrűséggel rendelkező állkapocscsont régiók z irányban

hogy találjunk egy anyagot, amellyel reprezentálni lehet a C. E. Misch által meghatározott osztályba sorolás szerint a D1–D4 állkapocscsont típusokat (1. ábra). Az állkapocscsont egy inhomogén, anizotróp anyag, amely szivacsos (spongiosa) és kemény (kortikális) állományból épül fel.⁷ Egy állkapocscsont horizontális síkkal párhuzamos CT-felvételén jól láthatóak a különböző sűrűséggel rendelkező régiók (2. ábra és 3. ábra). A sűrűség értéke a metszeti sík x, y irányban és az arra merőleges

z irányban folyamatosan változhat, így az adott régiók mechanikai tulajdonságai ismeretlenek az implantológusok számára.

Ezért a csontmodellező anyagnak is különböző sűrűségű régiókkal kell rendelkeznie ahhoz, hogy a valós csontszerkezetet modellezni lehessen vele. A csont mechanikai és szerkezeti tulajdonságaira hasonlító anyag a fa.⁸ Mind a két anyag típus sejtés felépítésű. A fák ugyan rostos szerkezetűek, de a megfelelő rostirányultság mellett a csontnak a kü-

lönböző sűrűségű régiói reprezentálhatóak. A különböző keménységű fák alkalmasak a D1–D4 osztályok modellezésére, így minden egyes betegnek a sajátos csontállományának megfelelő modellanyag megtalálható. A C. E. Misch-csontosztályok és az azzal analógiában lévő fa típusok tulajdonságait, valamint az általunk kiválasztott és vizsgált anyagok (fák, piacon kapható csontmodellek, állati csontok) általános tulajdonságait irodalmi adatok alapján határoztuk meg (1. táblázat, 2. táblázat, 3. táblázat és 4. táblázat).

Az állkapocscsont osztályok	Csonttípus	Anatómiai elhelyezkedése az adott csonttípusnak	Sűrűség (HU)	Csonttípusnak megfelelő fák	A fa típusok sűrűsége $\rho_{12...15}$ (kg/m ³)
D1	Sűrű kortikális csont	Anterior mandibula	>1250	Tölgy Juhar	530–820
D2	Porózus kortikális Sűrű trabekuláris szerkezet	Anterior, posterior mandibula Anterior maxilla	850–1250	Simafenyő Lucfenyő	330–500
D3	Porózus kortikális Ritka trabekuláris szerkezet	Anterior, posterior maxilla Posterior mandibula	350–850	Balsa	90–260
D4	Ritka trabekuláris szerkezet	Posterior maxilla	150–350	Styrofoam	nincs adat

1. táblázat. Összehasonlító adatok az állkapocscsontokra és a fákra⁹

Az általunk vizsgált fa típusok	Ipe	Amaranth	Akác	Körte	Zebrano	Éger	Iroko
Sűrűség $\rho_{12...15}$ (kg/m ³)	960–1100	760–890	540–870	650–760	650–730	450–600	480–600

2. táblázat. A vizsgált fa típusok tulajdonságai¹⁰

Az általunk vizsgált piacon kapható csontmodellező anyagok	SAWBONES (SB) Biomechanikai teszt blokkok				PROMEDICUS (P) Modell mandibula	3B SCIENTIFIC (3B)
Anyag	Tömör, merev poliuretán hab (PUR)				Tömör poliuretán hab (PUR)	Fröccsöntött, műanyag anatómiai állkapocs modell
Az állkapocscsontoknak megfelelő besorolási osztály	D1	D2	D3	D4	D2	nincs adat
Sűrűség (kg/m ³)	800	640	480	320	nincs adat	nincs adat

3. táblázat. A piacon kapható csontmodellező anyagok tulajdonságai^{11–13}

Az általunk vizsgált, húsboltban kapható állati csontok	Marha bordacsont	Borjú bordacsont
---	------------------	------------------

4. táblázat. Az vizsgált állati csontok

A poliuretánból előállított csontmodellező anyagoknak az ASTM F-1839-08 szabványnak meg kell felelniük. Ennek köszönhetően a különböző csavarimplantátum rendszerek fejlesztésénél és tesztelésénél (ASTM F-543 és ISO 6475) az adott csonttípusnak megfelelő tesztblokk használata javasolt. Az előállított tesztblokkok homogén belső szerkezete viszont nem reprezentálják a szemléltetett problémát (2. ábra, 3. ábra). Ezzel szemben a fának a szerkezete és mechanikai tulajdonságai is irányfüggőek,¹⁴ hasonlóan a csontokéhoz.

2.2. A vizsgálati módszer

Egy fogászati implantátum beültetése során az implantológus a fúrás, illetve a becsavarás folyamata közben tapasztalt (érzet alapján), valamint a mért nyomatékok mértékéből próbál empirikusan következtetni a csontállomány minőségére, terhelhetőségére. Ezért a vizsgálatunk során egy fogászati implantátum beültetését modelleztük. A különböző csontokat a kiválasztott különböző csontmodellező anyagokkal, az implantátumot pedig az ISO 7050 4,2×22 szabványnak megfelelő csavarokkal helyettesítettük (4. ábra).

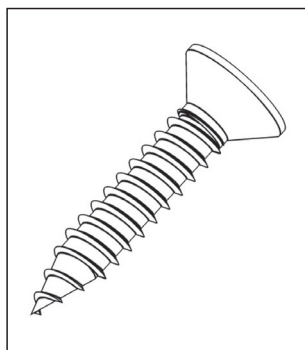
A csontmodellező anyagokban a csavar becsavarási nyomatékát mértük a behajtott hossz függvényében. A csontmodell anyagokban a

csavar magátmérőjével azonos méretű furatokat alakítottunk ki, amelyek az implantáció helyét reprezentálják a csontban. A becsavarási nyomatékokat a nyomaték csavarhúzóknak (Wera 7440; 0,30–1,20 Nm, 0,05 Nm/osztás, Torqueleader QSN40FH; 0,05–0,4 Nm, 0,01 Nm/osztás) osztásának megfelelően folyamatosan növeltük és az adott értékhez tartozó elmozdulást szakítógéppel (Instron 5965) segítségével regisztráltuk (5. ábra). Nulladik lépésként a 0,30 Nm (illetve a kisebb nyomatéktartományú csavarhúzónál a 0,01 Nm) értékhez tartozó behajtást vettük fel a távolság referencia pontjaként, amelyhez mértük a nyomaték folyamatos növelése mellett a csavar elmozdulását.

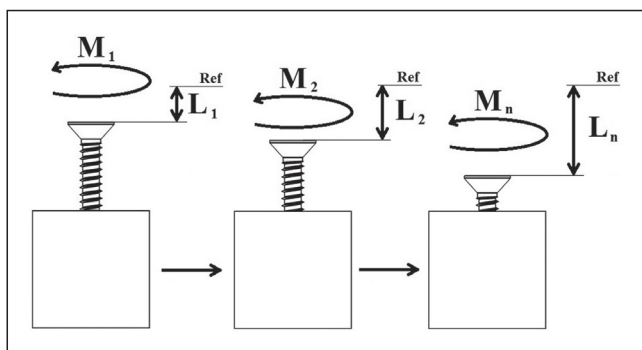
Minden egyes csontmodellező anyagtípusba nyolc furatot készítettünk. A furatokhoz tartozó mért értékeket kiátlagoltuk, melyeknek az eredménye az adott anyagtípusra jellemző becsavarási nyomaték és behajtott hossz függvény.

3. Eredmények

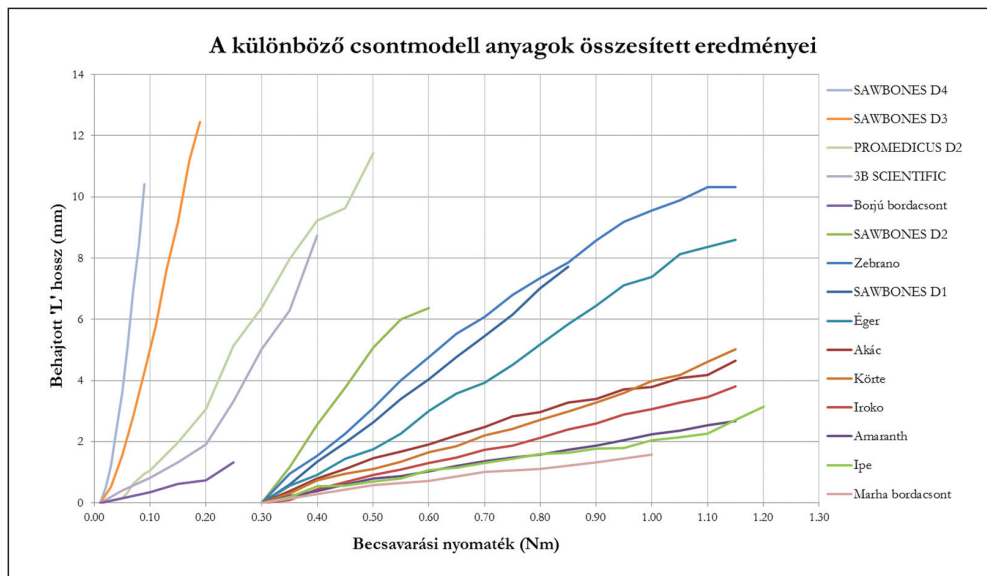
Az összesített grafikonon, balról jobbra (a jelmagyarázaton belül fentről lefelé) haladva egyre nagyobb nyomaték szükséges az adott behajtott hossz eléréséhez (6. ábra). Azoknál az anyagoknál, amelyeknél a beállított mini-



4. ábra. ISO 7050 4,2×22 csavar



5. ábra. A becsavarási nyomatékokhoz tartozó 'L' behajtott hosszak



6. ábra. A csontmodell anyagokra vonatkozó összesített grafikon

Csontmodell anyag	Marha bordacs.	Ipe	Amaranth	Iroko	Borjú bordacs.	Akác	Körté	Éger
Merekség	2,12	2,95	3,03	4,42	5,08	5,16	5,64	10,72
Csontmodell anyag	Zebrano	SB D1	3B	SB D2	P D2	SB D3	SB D4	
Merekség	12,65	13,39	21,33	22,37	24,85	72,86	132,72	

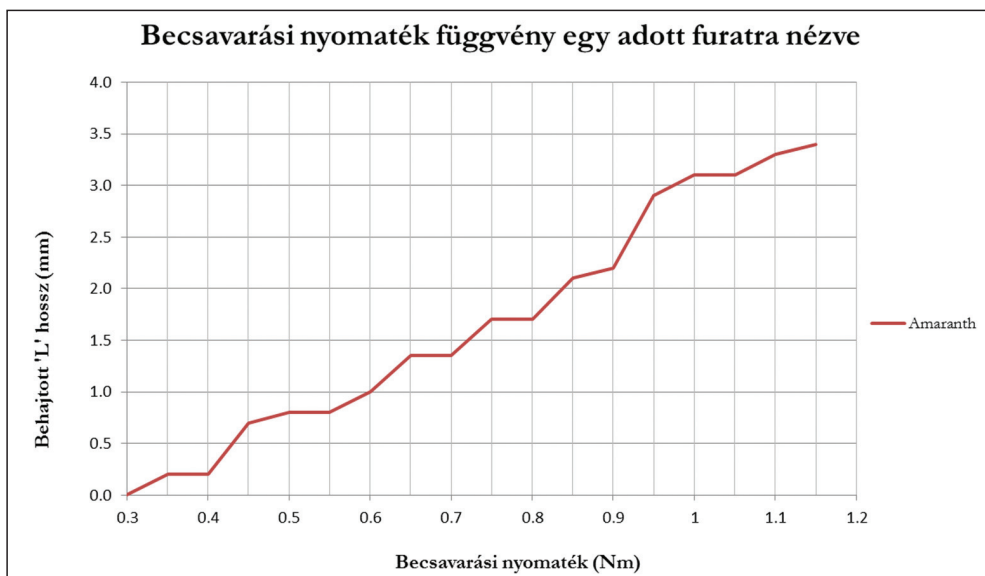
5. táblázat. A csontmodell anyagokhoz tartozó merekségértékek

num nyomatéknál (0,30 Nm) is teljesen be tudtuk hajtani a furatba a csavarokat, a kisebb nyomatéktartományt átfogó Torqueleader nyomaték csavarhúzózt kellett alkalmazni a behajtáshoz. Ezek a görbék a 0,01 Nm pontból indulnak. Az adott csontmodellező anyaghoz tartozó görbék merekségeit növekvő sorrendbe rendeztük (5. táblázat).

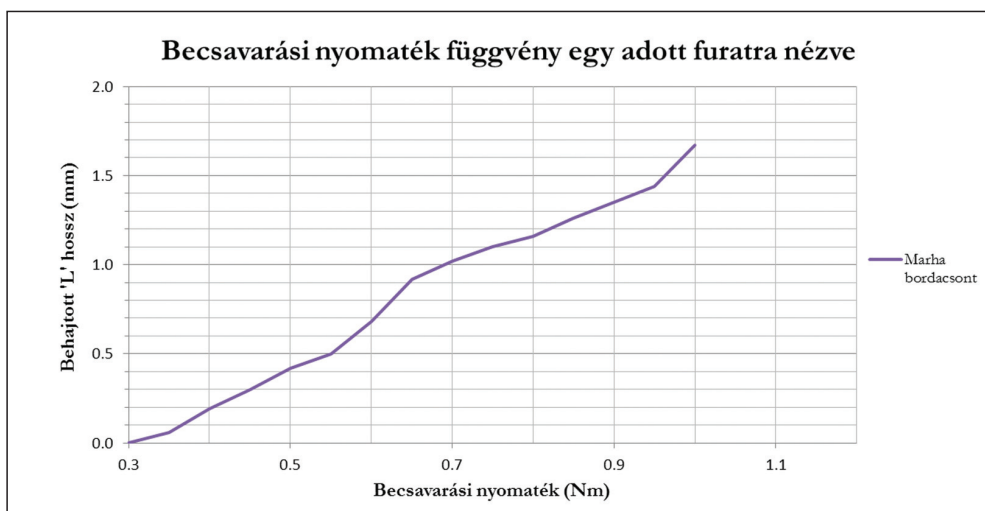
A marha bordacsont görbéjének mereksége az összes csontmodellező anyagénál kisebb (6. ábra, 5. táblázat). Jól látszik, hogy még a D1-es besorolású legsűrűbb piacon kapható csontmodellező poliuretán hab sem közelíti meg az állati csont görbéjét. Ezzel szemben viszont a kemény fák görbéi (ipe, amaranth) jól megközelítik. Az emberi csontok általá-

nosságban puhábbak, mint a négylábú háztáji állatok csontjai (pl. marha), ezért következtetésként levonható, hogy az emberi csontok vizsgálatánál az adott csontra nézve a beccsavarási nyomaték függvény mereksége nagyobb lesz, mint az általunk vizsgált kemény fáké (ipe, amaranth).

A fák szerkezetének köszönhetően egy adott furatra jellemzően a különböző tulajdonsággal rendelkező rétegek (puhább, keményebb rétegek) elhelyezkedése leolvashatóak a görbéről (7. ábra). Az állati csontnál a kortikális réteg vastagságából adódóan a szivacsos állomány nem befolyásolta a görbe jellegét, így ezek közel lineárisak egy furatra nézve (8. ábra).



7. ábra. Egy adott furatba történő csavarást jellemző görbe amaranth fa esetében



8. ábra. Egy adott furatba történő csavarást jellemző görbe marha bordacsont esetében

4. Megbeszélés

Vizsgálatunk célja az volt, hogy különböző típusú csontmodellező anyagokra és csontokra nézve is meg tudjuk határozni a becsavarási nyomaték és a behajtott hossz függvényét, és a mérési eredmények alapján ki tudjuk válasz-

tani az adott típusú csontnak megfelelő csontmodellező anyagot. A mérési eljárás alkalmasnak bizonyult a különböző csontmodellező anyagok vizsgálatára, mint pl.: poliuretán hab, állati csontok, fák és egyéb polimer anyagok. A kapott mérési eredmények alapján a becsavarási nyomaték függvény meredeksége össze-

függ a primer stabilitás mértékével, amelyet a későbbi vizsgálatok során roncsolásos anyagvizsgálattal igazolunk. A megfelelő csontmódellező anyagok vizsgálata és azok alkalmazása lehetővé teszi, hogy a különböző implan-

tátumrendszerek valamint az implantátumrendszereket vizsgáló berendezések tervezésénél csak a fejlesztés végfázisához közeledve kell a valódi csontokon elvégezni a szükséges kísérleteket.

IRODALOM

1. *Vajdovich I.* Dentális implantológia. Budapest: Semmelweis Kiadó; 2008.
2. *Ammar HH, Ngan P, Crout RJ, Mucino VH, Mukdadi OM.* Three-dimensional modeling and finite element analysis in treatment planning for orthodontic tooth movement. *American Journal of Orthodontics* 2011 Jan;139(1):e59–71, doi:10.1016/j.ajodo.2010.09.020.
3. *Divinyi T.* Fogászati implantológia. Budapest: Springer Hungarica Kiadó Kft.; 1998.
4. *Degidi M, Daprile G, Piattelli A.* Determination of primary stability: a comparison of the surgeon's perception and objective measurements. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2010 May-Jun; 25(3):558–61.
5. *Ostell ISQ 2013, Support.* [cited 2013.10.27]. Available from: URL: [www.osstell.com/\\$-1/25038-03-en-osstell-isq-brochure-lr.pdf](http://www.osstell.com/$-1/25038-03-en-osstell-isq-brochure-lr.pdf).
6. *Emam AH, Stevens RM.* Concepts in bone reconstruction for implant rehabilitation. In: Motamedi KHM. editor. *A textbook of advanced oral and maxillofacial surgery.* Open Access Company: InTech; 2013. Chapter 23.
7. *Misch CE.* Contemporary Implant Dentistry. 3rd ed. St. Louis: Mosby Inc.; 2007.
8. *Gibson LJ, Ashby MF, Harley BA.* Cellular materials in nature and medicine. Cambridge; New York: Cambridge University Press; 2010.
9. *Panduric GD, Granic M, Susic M, Katanec D.* Current concept of densitometry in dental implantology. In: Turkyilmaz I. editor. *Implant Dentistry – The Most Promising Discipline of Dentistry.* Open Access Company: InTech; 2011. Chapter 21.
10. *Wagenführ R.* Holzatlas. Leipzig: Fachbuchverlag; 2007.
11. Sawbones 2014, Products and Services. [cited 2013.10.31] Available from: URL: www.sawbones.com/products/bio/testblocks/solidfoam.aspx.
12. Promedicus 2014, Dental Offer. [cited 2013.10.16] Available from: URL: www.promedicus.co.uk/dental-offer.html.
13. 3BScientific 2014, Szimulátorok. [cited 2013.09.27] Available from: URL: www.3bscientific.hu/3B-ORTHOBone.pg_1181_1314.html.
14. *Szalai J.* A faanyag és faalapú anyagok anizotróp rugalmasság- és szilárdságtana. Sopron: Szalai J; 1994.

Ezúton mondunk köszönetet a Széchenyi István Egyetem Anyagtudományi és Technológiai Tanszék munkatársának, Kozma István egyetemi tanársegédnek az állkapocscsontokról készített CT-felvételekért, valamint a BME Anyagtudomány és Technológia Tanszéken működő Orvostechніка csoportnak a szellemi és anyagi támogatásáért.

Pammer Dávid

Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem, Gépészmérnöki Kar,
Anyagtudomány és Technológia Tanszék
H–1111 Budapest, Bertalan Lajos u. 7.
Tel.: (+36) 1 463-1361

FOGÁSZATI IMPLANTÁTUMOK FELÜLETKEZELÉSE

Nagy Péter^{1,2}, Joób-Fancsaly Árpád³, Schindler Árpád⁴, Pammer Dávid¹,
Bognár Eszter^{1,2}

¹Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem, Gépészmérnöki Kar, Anyagtudomány és Technológia Tanszék

²MTA–BME Kompozittechnológiai Kutatócsoport

³Semmelweis Egyetem Fogorvostudományi Kar, Arc- Állcsont- Szájsebészeti és Fogászati Klinika, Dentoalveolaris Sebészeti Osztály

⁴Radix Kft.

npeter@cik.bme.hu

Absztrakt

Jelen tanulmány célja az utóbbi években orvosi és műszaki kihívások szempontjából egyre nagyobb szerepet betöltő fogászati implantátumok, pontosabban egy hazai fejlesztésű fogászati implantátum, az Emotion Implant[®] implantátum morfológiájának módosítására szolgáló technológia és a létrehozott felület vizsgálati lehetőségeinek bemutatása. Az implantátumokat forgácsolással és ezt követő felületkezeléssel állítják elő. A felületkezelés lehetőséget biztosít a gyártás során keletkezett morfológiai hibák eliminálására. Felületkezeléssel olyan morfológiát hozhatunk létre, amely elősegítheti a csontszövet implantátumon történő megtapadását, az úgynevezett csontintegrációt. Leggyakrabban homokszórást, kémiai maratást vagy ezeket együttesen alkalmazva végzik el a felületkezelést az oszseointegráció elősegítése érdekében. Kutatómunkánkban Ti Grade 5 alapanyagból forgácsolással készített, 2 mm vastagságú korongokat, és azonos alapanyagból készített hármastagoltságú, 4,1 mm átmérőjű és 10 mm hosszúságú implantátumokat használtunk. Esztergálás közben a korongok és az implantátumok felületén egyaránt sorja képződött, valamint felületi egyenetlenségek jöttek létre. Az esztergálást követően a mintákat kémiai maratással kezeltük. Az alkalmazott három maratópác: 45%-os HNO₃, 30%-os HCl és 85%-os H₃PO₄. A maratási hőmérsékletek 20-40-60 °C, a maratási idő pedig 5-10-45-60-120 perc volt. A korongok és implantátumok morfológiáját pásztázó elektronmikroszkóppal (SEM) és atomerő mikroszkóppal (AFM) vizsgáltuk (vizsgált felület: 25 μm²). A különböző morfológiájú maratott korongokat és implantátumokat az esztergált mintával mint referenciával hasonlítottuk össze. A mérések kvantitatív eredményeket szolgáltatnak. SEM vizsgálatokkal megállapítottuk, hogy az esztergált felületeken 10–15 μm szélességű barázdákat hoztunk létre. A 45%-os HNO₃ estében az esztergálás nyomai láthatók a korongok felületén, 120 perces maratási időt követően is. A 30%-os HCl oldatban 60 °C-on és 60 percig felületkezelt titánkorongról az esztergálás nyomait és a sorját is sikerült eltávolítani. A 85%-os H₃PO₄ önmagában nem távolítja el az esztergálás nyomait. Az oszseointegráció elősegítése érdekében azonban célszerűnek tartjuk a 30%-os HCl oldatban 60 °C-on és 60 percig végzett felületkezelést 60 °C-on és 30 percig 85%-os H₃PO₄ kezeléssel kiegészíteni.

Kulcsszavak: fogászati implantátum, felületkezelés, morfológia

Surface modification of dental implants

Abstract

The aim of this study is to show the surface modification and examination possibilities of the Emotion Implant® dental implants. The medical and technical role of dental implants is increasing recently. These implants are manufactured by turning and followed by surface modification techniques. The surface modification helps to eliminate the failures produced by the turning process. The morphology of the surface, which was produced by surface treatment, can prevent colonization and growth of bacteria; furthermore it can promote the osseointegration as well. The most frequently used surface treatment methods are sand blasting and chemical etching or the combination of these two methods. In our recent work, 2 mm thick Ti Grade 5 discs, and dental implants ($\varnothing 4.1$ mm and length 10 mm) were used. As a result of turning, burr and rough surface was created. After turning, the samples were treated by chemical etching. The applied etchants were: 45% HNO_3 , 30% HCl and 85% H_3PO_4 . The etching temperature was 20-40-60 °C, and the applied etching time was 5-10-45-60-120 minutes. The morphologies of the discs and implants were examined by Scanning Electron Microscope (SEM) and Atomic Force Microscope (AFM). In case of AFM, the examined surface area was $25 \mu\text{m}^2$. The reference was the turned sample. These measurements gave us quantitative results. SEM studies revealed that in the turned surface 10-15 μm width grooves were produced. In case of HNO_3 after 120 minutes of etching, the signs of turning were still visible, while the 30% HCl , used for 60 minutes at 60 °C, was totally removed the signs of turning. The 85% H_3PO_4 did not remove the burr itself. To promote osseointegration, we prefer to use 30% HCl for 60 minutes at 60 °C, combined with 85% H_3PO_4 for 30 minutes.

Keywords: dental implant, surface treatment, morphology

Bevezetés

Napjainkban a felületek tudatos kialakításával és módosításával kapcsolatos eljárások fejlődése tapasztalható, amelynek következtében kialakult az anyagtudomány egy új fejezete, nevezetesen a műszaki felülettudományok.¹ Ehhez kapcsolható a fogászati implantáció is, hiszen az implantátum felületének kiemelt szerepe van biokompatibilitás szempontjából. A fogászati implantátumok jelenleg a foghiányok pótlásának legmodernebb eszközének számítanak. Alkalmazásukkal a rágófunkció helyreállítható, továbbá megakadályozható, hogy a funkciókiesés miatt állcsont atrophia következzen be.^{2,3} A fogászati implantátumokat leggyakrabban esztergálással készítik. Geometriai kialakításukat úgy kell megter-

vezni, hogy a csontban rögzülő rész elviselje a felépítményre ható erőket, a felépítmény pedig olyan módon terhelje az implantátumot, hogy az ne okozzon csontfelszívódást a hibás irányú vagy nagyságú terhelés miatt.^{4,5} Napjainkban a fogászati implantátumok alapanyagát és geometriai felépítését tekintve számos változatot alkalmaznak a klinikai gyakorlatban. A legkedveltebb alapanyag a Grade 4 és a Grade 5 titán, valamint a Grade 5 ELI változata. Vannak azonban olyan gyártók is, akik az implantátumukat cirkónium-oxidból készítik.⁶⁻⁹ Az esztergálással kialakított felülettel rendelkező implantátum még nem alkalmas a beültetésre, ugyanis sorja, valamint az esztergakés által okozott jelentős felületi egyenetlenségek komplikációkat okozhatnak, például sorjaleválás becsavarás közben. A felület mó-

dosítására alkalmazott eljárások a homokfúvás, kémiai maratás, elektropolírozás, anódos oxidáció és a lézersugaras felületkezelés. Napjainkban a kedvező morfológia elérése érdekében ezeket együttesen alkalmazzák.^{10–12} A felület morfológiája szerepet játszik a sejtekkel való kapcsolatban. A makropórusoknak (>100 μm) a csontszövetrel történő mechanikai kapcsolat kialakításában van szerepe, amíg a mikropórusok gyorsítják az osteocyták migrációját. Mikropórusos felület alakítható ki plazmaszórással (15 mm), homokfúvással (20–25 mm), lézeres felületkezeléssel (10–60 mm). A felületkezelések egy másik lehetséges módja a bioaktív anyaggal történő bevonás, például kalcium-foszfát kerámia alkalmazása, ezáltal kémiai kapcsolat is létrejön, ioncserét biztosítva az implantátum és a csont között.¹³ Park és munkatársai kutatási eredményei alapján a H_3PO_4 meghatározott paraméterekkel, kémiai maratáskor történő alkalmazásával javíthatja a titánimplantátumok biokompatibilitását.¹⁴ Faria és munkatársai kutatásai alapján azt tapasztalták, hogy a HNO_3 meghatározott paraméterekkel történő alkalmazása nincs hatással a titán biokompatibilitására az osteoblastok megtapadása, proliferációja és differenciálódása tekintetében.¹⁵ Bathomarco és munkatársai esztergálással, kémiai maratással, TiO_2 szórással, valamint kémiai maratással és TiO_2 szórással egyaránt kezelt titánminták felületi érdességeit mérték atomerő mikroszkóppal. A vizsgálatokat $\sim 10200 \mu\text{m}^2$ kiterjedésű felületen végezték. A szerzők megállapították, hogy az esztergált minta rendelkezett a legnagyobb felületi érdességgel ($R_a = 0,458 \pm 0,096 \mu\text{m}$), továbbá a kémiai maratással kezelt minta $R_a = 0,370 \pm 0,0065 \mu\text{m}$ és TiO_2 szórással kezelt $R_a = 0,484 \pm 0,042 \mu\text{m}$, amíg a kémiai maratással és TiO_2 szórással együttesen kezelt minták $R_a = 0,429 \pm 0,035 \mu\text{m}$ felületi érdességgel rendelkeztek.¹⁶ Elias és munkatársai esztergálással ($R_a = 0,65 \pm 0,11 \mu\text{m}$), kémiai maratással ($R_a = 0,51 \pm 0,10 \mu\text{m}$), homokszó-

rással ($R_a = 0,75 \pm 0,005 \mu\text{m}$), valamint anódos oxidációval ($R_a = 0,87 \pm 0,14 \mu\text{m}$) kezelt titánkorongok (Grade 4) felületi érdességeit mérték lézersugaras konfokális mikroszkóppal. A felületi érdességet kettő különböző méretű zónában határozták meg. Esztergált mintáknál $24,71 \pm 5,42 \mu\text{m}$ és $70,66 \pm 16,20 \mu\text{m}$, kémiai maratással kezelt mintáknál $34,76 \pm 7,35 \mu\text{m}$, illetve $103,86 \pm 14,80 \mu\text{m}$, homokszórással kezeltéknél $99,75 \pm 6,76 \mu\text{m}$, illetve $190,13 \pm 4,90 \mu\text{m}$, továbbá anódos oxidációval kezelt mintáknál $97,67 \pm 11,43 \mu\text{m}$ és $215,37 \pm 1,67 \mu\text{m}$ méretű felületeken végeztek méréseket.¹⁷

Jelen kutatásunk célja a hazai gyártású, egyedi, hármas tagoltságú geometriával rendelkező Emotion Implant[®] fogászati implantátum morfológiájának kialakítása, amely elősegítheti a csontintegrációt.

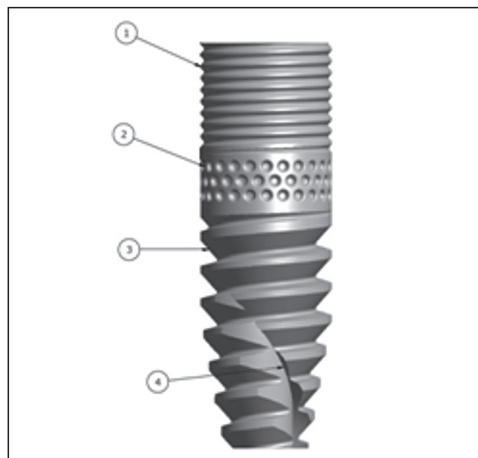
Módszerek

Kutatómunkánkban Ti Grade 5 alapanyagból forgácsolással készített 2 mm vastagságú korongokat és azonos alapanyagból készített hármas tagoltságú, 4,1 mm átmérőjű és 10 mm hosszúságú Emotion Implant[®] implantátumokat használtunk (1. ábra). Az implantátumon jól látszik, hogy három domináns geometriai kialakítás (1, 2, 3) alkotja. A nyakrészen található kialakítás (1) kis menetemelkedésű és menetmélységű menet. Célja, hogy a beültetett implantátum és a csontszövet között megfelelő „tömítő” kapcsolat jöjjön létre és a mechanikai terhelések egyenletesen adódjanak át a csontszövetre, elkerülve a csontreszorpciót. A nyakrész alatti geometriai kialakítás (2) egy egyedi profilú terület. Fogászati implantátumok geometriai fejlesztésénél elengedhetetlen feltétel a minél nagyobb felület létrehozása. Ennek köszönhetően a csontsejtek nagyobb felületen tudnak megtapadni, amely a BIC (Bone to Implant Contact) szá-

zalékos értékét növeli. A szekunder stabilitás mértéke függ a BIC értékétől. Az implantátumok nyaki részénél hagyományosan alkalmazott kis menetemelkedésű és kis menetmélységű csavargeometriai kialakítást az Emotion Implant® implantátumoknál egy felületnövelő geometriai kialakítással egészítettük ki. Az általunk alkalmazott furatolást az implantátum palástján alkalmaztuk több sorban. Az implantátum átmérőjével azonos $d = 4,1$ mm és $h = 2$ mm magasságú hengeren alkalmaztuk és hasonlítottuk össze a különböző felületek nagyságát (hagyományos csavargeometria és furatolt geometria). A hengerpalást felülete a csavargeometriával $A_{\text{csavar}} = 28,82$ mm². A hengerpalást felülete a furatos kialakítással $A_{\text{furat}} = 43,63$ mm². Számított eredmények alapján a furatos geometriai kialakítással az implantátum egy adott részén (a „sima” hengerpalást felülethez képest) 69,47%-os felületnövekedést értünk el, szemben a hagyományos csavargeometriával, amely 12%-os felületnövekedést okozott. A harmadik geometriai kialakítás (3) egy nagy menetmélységű és menetemelkedésű menet. Ennek a területnek a funkciója, hogy az implantátum

behelyezését elősegítse és megfelelően rögzítse a csont szivacsos állományában. A behelyezést tovább segíti az implantátumon kialakított önmetsző geometria (4), amely pontosan a menet számára készíti elő a csontban a furatot. A spirálisan emelkedő önmetsző geometriának köszönhetően a metszés során levált csontörlemény nem az implantátum utolsó meneteiben sűrűsödik össze (akadályozva ezzel a behajtást), hanem az implantátum nyakrészé felé haladva a spirális vajatban egyenletesen oszlik el. A korongok és az implantátumok esztergálása közben ezek felületén egyaránt sorja képződött, valamint felületi egyenetlenségek jöttek létre. Az esztergálást követően a mintákat kémiai maratással kezeltük.

Az alkalmazott három maratópác: 45%-os HNO₃, 30%-os HCl és 85%-os H₃PO₄. A maratósi hőmérsékletek 20-40-60 °C, a maratósi idő pedig 5-10-45-60-120 perc volt. A korongok és implantátumok morfológiáját pásztázó elektronmikroszkóppal (SEM) és atomerő mikroszkóppal (AFM) vizsgáltuk. A különböző morfológiájú maratott korongokat és implantátumokat az esztergált mintával mint referenciával hasonlítottuk össze. A mérések kvantitatív eredményeket szolgáltattak.



1. ábra. Emotion Implant® implantátum 3 dimenziós modellje az egyes külső geometriai elemek megjelölésével

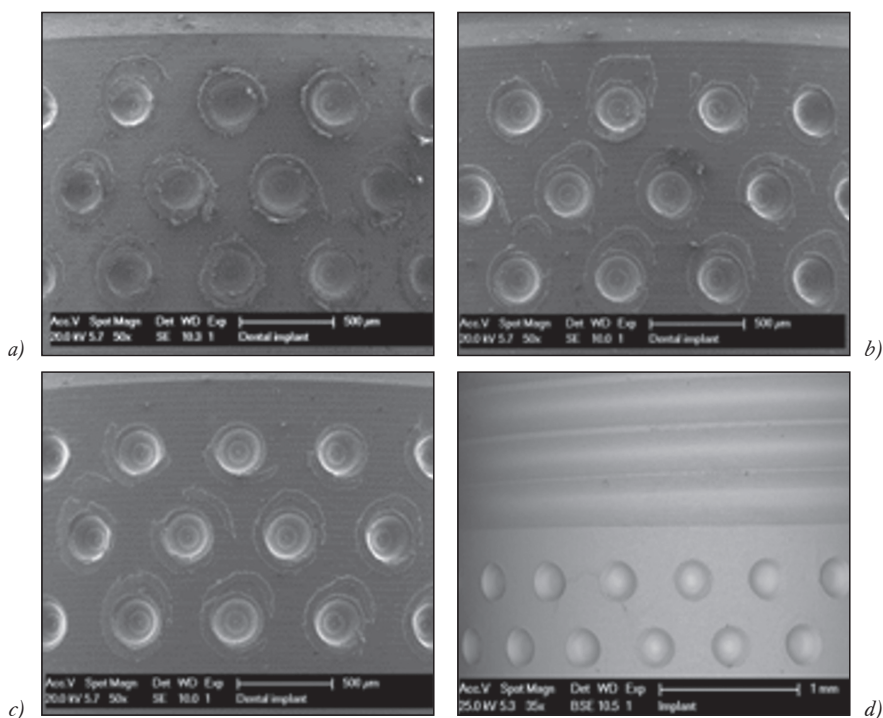
Korongokon végzett kísérletek eredményeit felhasználtuk az implantátumok felületkezeléséhez. A 45%-os HNO₃ maratópácban végzett kísérletek eredményei alapján megállapítottuk, hogy a 20-40-60 °C-os hőmérsékleteken végzett felületkezelések hatására a 120 perc ideig tartó maratás sem eredményezte a felületen lévő sorja eltávolítását. Továbbá összehasonlítottuk a referenciamintával a 60 °C-on 120 percig kezelt minta felületét, amelyen azonosan a referenciamintával láthatóak voltak a 10-15 μm szélességű barázdák, amelyek esztergáláskor keletkeztek. 30%-os HCl maratópácban kezelt korongokon 20 °C hőmérsékleten, 120 percig tartó kezelést követően is láthatóak voltak az esztergálás nyomai. 40 °C

hőmérsékleten, 120 percig kezelt minták felületén az esztergálás nyomai láthatóak voltak, azonban a barázdák élei lekerekedtek. 60 °C-on, 60 percig végzett maratás az esztergálás nyomait teljes mértékben eliminálta. A maratási idő további növelésével a korongok morfológiájában nem következett be változás. 85%-os H_3PO_4 maratópácban végzett kísérleteket követően azt tapasztaltuk, hogy azonosan a 45%-os HNO_3 kísérletek eredményeivel, az esztergálás nyomai láthatóak a korongok felületein 60 °C-os és 120 percig tartó felületkezelés után is. 85%-os H_3PO_4 alkalmazása önmagában nem távolította el az esztergálás nyomait. Az összeintegráció elősegítése érdekében azonban célszerűnek tartottuk a 30%-os HCl oldatban 60 °C-on és 60 percig végzett felületkezelést 60 °C-on és 30 percig 85%-os H_3PO_4 kezeléssel kiegészíteni.

Az implantátumokat a korongokon végzett kísérleti eredményekkel összhangban 30%-os HCl oldatban 60 °C-on és 60 percig felületkezeltük, ugyanis a hosszabb ideig tartó maratás nem eredményezett további változást a minták felületén, továbbá elegendőnek bizonyultak ezek a kezelési paraméterek a furatok körüli sorja teljes mértékű eltávolításához. A feldolgozott szakirodalmi adatokat figyelembe véve a csontintegráció elősegítése érdekében 85%-os H_3PO_4 maratópácban 60 °C-on és 30 percig kezeltük a mintákat.

Eredmények

A korongokon végzett kísérleteket fontosnak tartottuk elvégezni implantátumokon is. Ezt indokolták az egyedi geometriai kialakítások.



2. ábra. Emotion Implant® implantátum SEM felvétele esztergálást (a), 120 percig 85%-os H_3PO_4 maratópácban (b), 120 percig 45%-os HNO_3 maratópácban (c) és 120 percig 30% HCl maratópácban történő kezelést követően (d)

Fontos, hogy az implantátum palástfelületén található felületnövelő furatok környezetéből teljes egészében el tudjuk távolítani a sorját. Az implantátumok felületéről SEM felvételeket készítettünk esztergálást, illetve az egyes maratópácban történt felületkezeléseket követően (2. ábra).

A korongokon elért eredményekkel azonosan a H_3PO_4 és HNO_3 esetében az Emotion Implant[®] implantátum furatai körül található sorját nem tudtuk eltávolítani még 120 perc maratás után sem. Az esztergálás nyomai is láthatóak az implantátum felületén. Ezeket a kritériumokat nem teljesítette az alkalmazott maratópác és kezelési paraméterek.

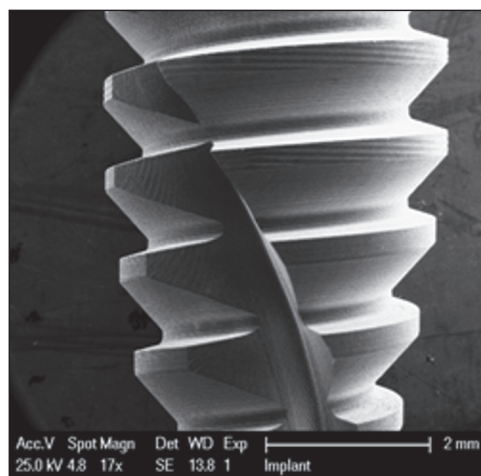
Összehasonlítottuk az esztergált referenciaminta felületét 30%-os HCl oldatban 60 °C-on 60 percig, majd ezt követően 60 °C-on, 30 percig 85%-os H_3PO_4 maratópácban kezelt implantátumok felületeivel. Megállapítottuk, hogy az implantátum furatai körül lévő

sorját teljes mértékben el tudtuk távolítani, továbbá az esztergálás nyomai sem láthatóak az implantátum felületén. Az implantátum morfológiáját és geometriáját (felületkezelést követően) SEM felvételeken ellenőriztük (3. ábra).

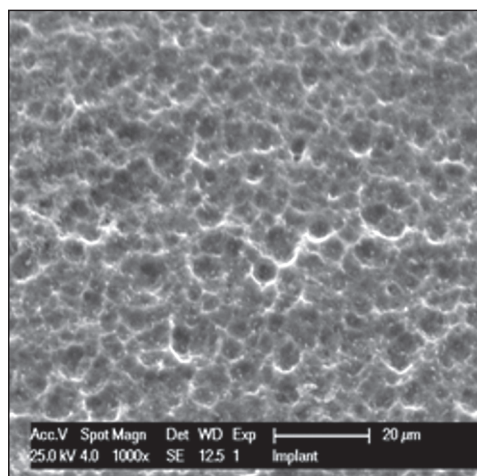
Az Emotion Implant[®] implantátum SEM felvételein látható, hogy a menetprofilok élesen, jól kivehetően látszanak (3.a ábra). A palástfelületen elhelyezett furatok kontrasztosan kivehetőek. A felvételeken megfigyelhető továbbá, hogy az implantátum felületén 3-7 μm átmérőjű üregek jöttek létre felületkezelést követően (3.b ábra).

Az implantátum felületi érdességét AFM mérésekkel határoztuk meg (4. ábra).

Felületkezelést követően az Emotion Implant[®] implantátum $R_a = 48,2$ nm felületi érdességgel rendelkezett (vizsgált felület: 25 μm^2).

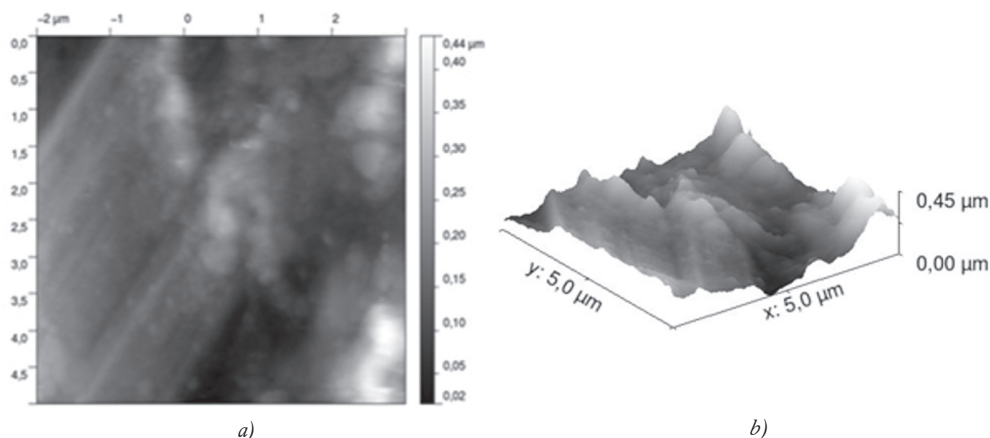


a)



b)

3. ábra. Az Emotion Implant[®] implantátum pásztázó elektronmikroszkópos felvételei az alsó menetprofilról (a) és nagyítással (b)



4. ábra. Az Emotion Implant[®] implantátum AFM felvétele, a vizsgált felület képe (a), a vizsgált felület érdessége (b)

Megbeszélés

Az Emotion Implant[®] implantátumokat 30%-os HCl oldatban 60 °C-on és 60 percig szükséges kezelni. Megállapítottuk, hogy az implantátum furatai körül lévő sorját teljes mértékben el tudtuk távolítani, továbbá az esztergálás nyomai sem láthatóak az implantátum felületén. Az összeintegráció elősegítése érdekében célszerűnek tartjuk 85%-os H₃PO₄ maratópácban 60 °C-on 30 percig tartó felü-

letkezeléssel kiegészíteni a felületkezelési folyamatot. Az elvégzett mérési eredmények alapján megállapítottuk, hogy az Emotion Implant[®] implantátum menetprofilja felületkezelést követően élesen látható, valamint a felületén 3-7 μm átmérőjű üregek alakultak ki. Az implantátumon kialakult felület egyenletes a teljes külső geometria mentén. Az Emotion Implant[®] implantátum R_a=48,2 nm felületi érdességgel rendelkezik (vizsgált felület: 25 μm²).

IRODALOM

1. Bertóti I, Marosi Gy, Tóth A. Műszaki felülettudomány és orvosbiológiai alkalmazásai. Budapest: B+V Medical+Technical Lap- és Könyvkiadó; 2003.
2. Oshida Y. Bioscience and bioengineering of titanium materials. 2nd ed. London; Waltham, MA: Elsevier; 2013.
3. Leblebicioglu B, Rawal S, Mariotti A. A review of the functional and esthetic requirements for dental implants. J Am Dent Assoc 2007 Mar; 138(3):321–9.
4. Coelho PG, Granjeiro JM, Romanos GE, Suzuki M, Silva NR, et al. Basic research methods and current trends of dental implant surfaces. J Biomed Mater Res B Appl Biomater 2009 Feb; 88(2):579–96.
5. Huang HL, Hsu JT, Fuh LJ, Lin DJ, Chen MYC. Biomechanical simulation of various surface roughnesses and geometric designs on an immediately loaded dental implant. Computers in biology and medicine 2010 May;40(5):525–32.

6. *Wataha JC*. Materials for endosseous dental implants. *J Oral Rehabil* 1996 Feb;23(2):79–90.
7. *Taylor JC, Anderson GI, Sutow EJ, Driscoll CF, Mackey DC*. The effects of the coupling of titanium implants and dissimilar metal abutments on osteoblast differentiation in vitro. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1999 Nov-Dec;14(6):785–97.
8. *Elias KL, Daehn GS, Brantley WA, McGlumphy EA*. An initial study of diffusion bonds between superplastic Ti-6Al-4V for implant dentistry applications. *J Prosthet Dent*. 2007;97(6):357–65.
9. *Ferraris S, Spriano S, Pan G, Venturello A, Bianchi CL, et al*. Surface modification of Ti-6Al-4V alloy for biomineralization and specific biological response: Part I, inorganic modification. *J Mater Sci-Mater M* 2011 Mar;22(3):533–45, doi.
10. *Carlos NE*. Titanium dental implants surfaces. *Revista Matéria* 2010;15(2):138–42.
11. *Li D, Liu B, Han Y, Xu K*. Effects of a modified sandblasting surface treatment on topographic and chemical properties of titanium surface. *Implant Dent* 2001;10(1):59–64.
12. *Seung KM, Jae SK, Seong WB*. Surface characteristics of nanostructure formed on sand blasted with large grit and acid etched dental implant. *Advanced Materials Research* 2013; 647(80):80–7.
13. *Lakstein D, Kopelovitch W, Barkay Z, Bahaa M, Hendel D, et al*. Enhanced osseointegration of grit-blasted, NaOH-treated and electrochemically hydroxyapatite-coated Ti-6Al-4V implants in rabbits. *Acta Biomater* 2009 Jul; 5(6):2258–69.
14. *Parik JW, Kim YJ, Jang JH, Kwon TG, Bac YC, et al*. Effects of phosphoric acid treatment of titanium surfaces on surface properties, osteoblast response and removal of torque forces. *Acta Biomater* 2010 Apr;6(4):1661–70.
15. *Faria AC, Beloti MM, Rosa AL*. Nitric acid passivation does not affect in vitro biocompatibility of titanium. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2003;18(6):820–5.
16. *Bathomarco RV, Solorzano G, Elias CN, Prioli R*. Atomic force microscopy analysis of different surface treatments of Ti dental implant surfaces. *Appl Surf Sci* 2004 Jun 30;233(1-4):29–34.
17. *Mendonca G, Mendonca DB, Aragao FJ, Cooper LF*. Advancing dental implant surface technology – from micron – to nanotopography. *Biomaterials* 2008 Oct;29(28):3822–35.

Ezúton mondunk köszönetet Bonyár Attilának az AFM mérésekben és az eredmények kiértékelésében nyújtott segítségével. A munka szakmai tartalma kapcsolódik a „Minőségorientált, összehangolt oktatási és K+F+I stratégia, valamint működési modell kidolgozása a Műegyetemen” c. projekt szakmai célkitűzéseinek megvalósításához. A projekt megvalósítását az ÚMFT TÁMOP-4.2.1/B-09/1/KMR-2010-0002 programja támogatja.

Nagy Péter

Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem, Gépészmérnöki Kar, Anyagtudomány és Technológia Tanszék

H–1111 Budapest, Bertalan Lajos u. 7.

Tel.: (+36) 1 463-1361

DIGITÁLIS MOIRÉ KÉPEK VIZSGÁLATA GERINCFERDÜLÉSES BETEGEK NYOMON KÖVETÉSÉRE

Balla Petra^{1,2}, Prommer Kata¹, Antal Ákos²

¹Salus Ortopédtechnika Kft.

²Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem,
Mechatronika, Optika és Gépészeti Információs Tanszék

petra.balla@mogi.bmc.hu

Absztrakt

A gerincferdüléssel gyermekek konzervatív kezelésének eszköze a korzett, mely egy kemény PE „páncél”, ami a gerinc helyes állását nyomófelületeken átadott nyomóerő közvetítésével éri el. A Salus Ortopédtechnika Kft.-nél a korzettet viselő gyermekek állapotváltozásának diagnosztizálására évek óta használnak moiré berendezést. A rendszerhez kapcsolódó mérési módszer általános használatbavételéhez elengedhetetlen a hitelesítés. A hitelesítés a moiré rendszerrel meghatározott Cobb fokok és az általánosan elfogadott, kétirányú, álló helyzetben készített röntgenfelvételeken meghatározható Cobb fokok összehasonlításával történhet. 19 páciens – 9 és 17 év közötti scoliosissal és Scheuermann-betegséggel kezelt gyermek – 49 moiré felvétele alapján készült a kiértékelés. Az eredmények alapján látható, hogy a módszer a gerincferdülés követésére jól alkalmazható, de röntgenfelvételeken meghatározott szögértékekhez képest a moiré felvételeken meghatározott értékek jelentősen (akár 10–15°-kal) kisebbek lehetnek, különösen a felső háti és az ágyéki görbületek esetén, ahol statisztikai úton is szignifikáns eltérés igazolódott a két módszer eredményei között. Ez okot adhat arra, hogy elgondolkodjunk az értékelési algoritmus alaposabb elemzésén és pontosításán, melyet a későbbiekben tervezünk elvégezni.

Kulcsszavak: digitális moiré, moiré elv, Kamal-módszer, Kamal-metodika, moiré képek kiértékelése

Evaluation of digital moiré pictures for following conditions of patients with spinal deformities

Abstract

Children with spinal deformities can be effectively treated with brace. Brace is a hard polyethylene „cuirass”, it can push the spine into the right position during pressure surfaces. The moiré device has been used in Salus Orthopedic Technika Kft. for ages to diagnose changes in children's conditions. Verification is very important for using this measurement method. Comparison between the Cobb angles using the moiré picture evaluation method and using the accepted, two-way X-Ray images method (which were taken in standing position) can be a satisfying way for the verification. 49 moiré pictures of 19 patients – treated because of scoliosis and Scheuermann disease, between the ages 9 and 17 – were the basis of the comparison. According to the results the moiré method can be applicable to follow patients' conditions, but there are differences in the Cobb angles (even 10–15°) between the two methods. Evaluation of the moiré pictures gives us smaller angles, than evaluation of X-Rays, mostly in case of dominant upper dorsal, or lumbar abnormal curvatures. There is also statistical difference between the two groups. According to this result it is inevitable to consider the analysis and clarification of the algorithm in the near future.

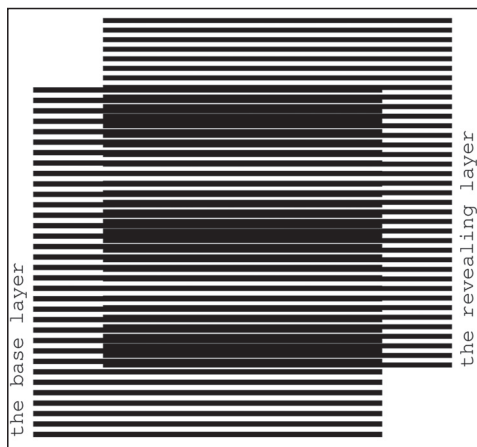
Keywords: digital moiré, moiré method, Kamal's method, evaluation of moiré pictures

1. Bevezetés

A gerincferdülés mindkét nagy csoportja (scoliosis, Scheuermann-betegség) gyakori probléma napjainkban, főként a serdülő népesség körében. Egyre gyakrabban fordul elő, hogy fiatalabb, 4–6 éves korban már felfedezik a problémát. A kezelés azonnali megkezdése szükséges, hiszen a betegség eredete ugyan ismeretlen, de kezelés nélkül a növekedés közben a beteg állapota tovább romlik. A gerinc állapotának egyértelmű meghatározását kizárólag röntgenfelvételek segítségével végezhetjük. A Szakmai Kollégium ajánlása szerint gerincferdüléssel gyermekek esetén a röntgenfelvételek évente ismételtethők.¹ A korzetten azonban 2-3 havonta ellenőrizni kell, amikor a szakorvos, gyógytornász rendelkezésére csak a szabad szemmel végzett fizikai vizsgálat áll. A moiré módszer használatával jól definiálható kép is rendelkezésre áll a gerincferdülés javulásának vagy romlásának megállapítására. A moiré felvétel jól mutatja a gerinc alakjának a két kontroll időpontja közti változásait. A röntgennel szemben előnye, hogy nem okoz sugárterhelést, bármennyiszer biztonsággal ismételtethető. A digitális moiré berendezéssel készített felvételek akár évente többször is ismételtethők, azaz moiré képek kiértékelésével követhető a kezelés eredményessége, vagy nem megfelelő használat esetén az eredménytelenség.

2. Elméleti alapok – a moiré módszer lényege, alkalmazhatósága

A gerinc alakjának rögzítésére többféle módszer ismert, melyek közül a legáltalánosabb a kétirányú röntgenfelvétel készítése, de elterjedten használhatók az ultrahang alapú mozgásvizsgáló rendszerek,² az elektromágneses rendszerek (Spinal Mouse³) és a különböző optikai módszerek.⁴ Az optikai módszerek közül elterjedt a moiré módszer alkalmazása,



1. ábra. Két eltérő térfrekvenciájú periodikus struktúra egymásra hatása (alap- és fedőréteg)⁴

amikor a vizsgált felület alakjára a moiré-csíkokból következtetünk.⁵

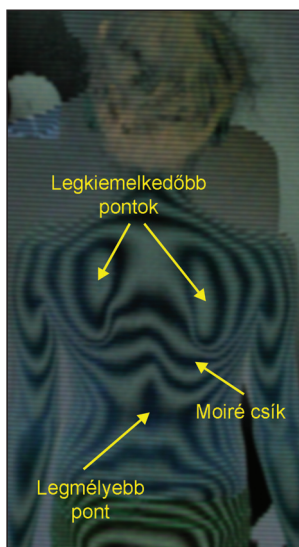
A moiré jelenség két eltérő térfrekvenciájú periodikus struktúra egymásra hatásának az eredménye (1. ábra), a mért vagy vizsgált felületet a térképek szintvonalaihoz hasonló módon írja le. A jelenség megjelenési formája a mért felületen keletkező moiré csík, mely általános esetben a felületnek egy adott referenciasíktól egy adott függvény szerint leírható távolságra lévő pontjait köti össze. Általánosan megfogalmazva egy adott, a referenciafelülettől az elrendezés rögzített paramétereitől függő függvény szerint leírható távolságban lévő pontok halmazát moiré felületnek, míg a mért felület moiré felülettel való metszésvonalát moiré csíknak nevezzük.

Azt a tetszőleges képrögzítési eljárással készült képet, amely két dimenzióban ábrázolja a mért felület moiré felületekkel való metszésvonalait – tehát a moiré csíkokat –, moiré képpnek nevezzük (2. ábra).

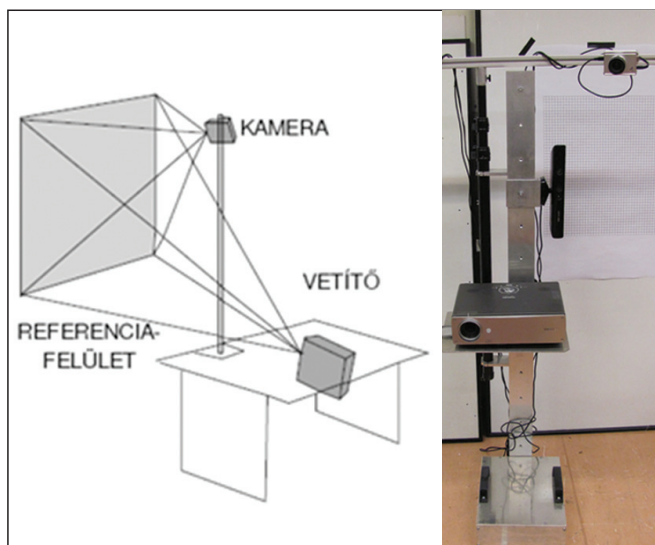
A módszer nagy előnye, hogy a mérés minden ponton egyszerre, egy időben történik, érintésmentesen. A mérendő testet nyomás és káros

sugárzás nem terheli. Méréstechnikai alkalmazhatósága széles körű, most ortopédiai felhasználására térnénk ki.⁵⁻⁹

A módszert az ortopédiában szűrésre és diagnosztizálásra is használhatjuk, hiszen a hát alakja, annak frontális és sagittalis síkban vett kóros görbületeit is jól kimutathatjuk segítségével.¹⁰⁻¹³ A gerincferdülés (scoliosis,¹⁴ Scheuermann-betegség) diagnózis felállítása, valamint az évenkénti ellenőrzéshez szükséges gerincdeformáció-értékek megadása csak és kizárólag röntgenfelvételekkel történjen.¹ A moiré felvételeket csak a köztes időben, a röntgenképek kiegészítéseként használjuk.¹⁵⁻²² Az Ápolási Szakmai Kollégium és a Magyar Gyógytornászok Társasága által készített, *Az idiopathiás strukturális scoliosis fizioterápiájáról* szóló szakmai protokoll a diagnosztikai, illetve képalkotó vizsgálatok között a kétirányú, álló helyzetben készült röntgenfelvétel, a Cobb fok (oldalirányú görbületek nagysága), a rotáció, a torzió, a sagittalis profil megítélése, a Rissel-jel, a spiroergometriás vizsgálat és a felületelemzés képeinek alkalmazása mellett a moiré topográfiát is ajánlja.



2. ábra. Moiré kép



3. ábra. a) Digitális moiré elrendezés; b) Digitális moiré berendezés

3. Anyag és módszer

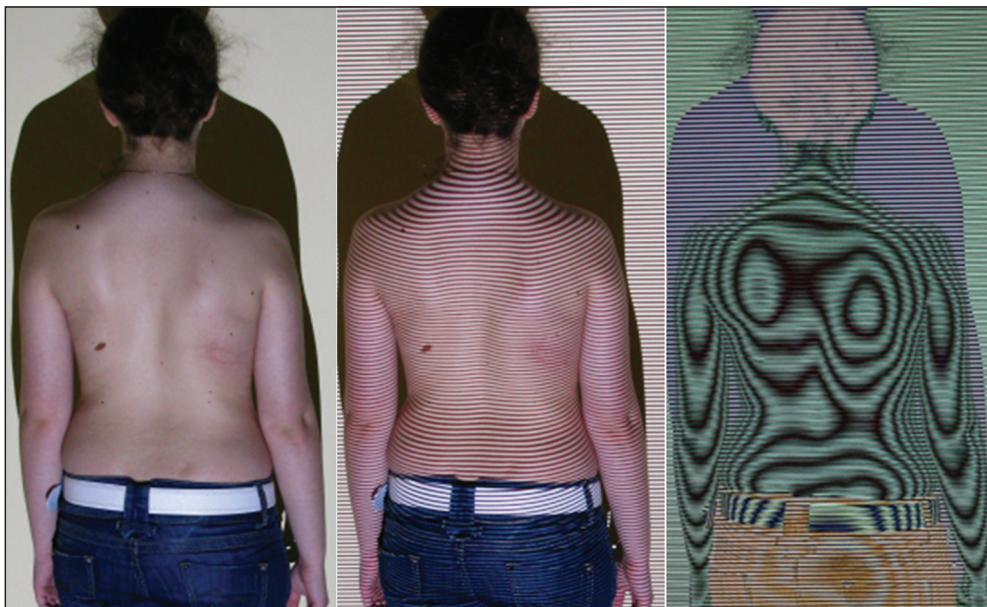
3.1. Berendezés

A digitális berendezés a Salus Ortopédtechnika Kft. gyógytornatermében található, melyet ortopéd szakorvossal történt konzultáció alapján terveztek és alakítottak ki. Tulajdonképpen ez egy klasszikus projekciós moiré berendezés,^{23,24} de a hagyományos projektor helyett egy videoprojektor vetíti ki a csíkokat a referencia-, illetve a vizsgálandó felületre (3. ábra).

3.2. A vizsgálati módszer lépései

A vizsgálatot felsőruházat nélkül kell elvégezni. A vizsgálat lépései:

1. Fotó készítése a referenciafelületről
2. Beteg beállítása természetes, kilégzési állásban a referenciafelület elé – erről az állapotról kép készítése (4. a ábra)
3. A beteg hátára rács vetítése
4. Felvétel készítése a beteg hátán deformáldott rácsról (4. b ábra)
5. Vezérlőprogram segítségével moiré kép készítése (4. c ábra)²⁵



4. ábra. a) Hagymányos fénykép a beteg hátáról; b) Fénykép a beteg hátán deformálódott rácsról; c) Moiré kép

3.3. A kiértékelési módszer

Az előbb leírt módon elkészített moiré felvételen a domborzati viszonyok jól kirajzolódnak (4. c ábra), melyet Kamal és mtsai²⁶ által publikált módszerrel értékeltünk ki, azaz meghatároztuk a görbületi értékeket. A módszer lényege a következő:

1. A moiré felvételen a jellegzetes pontok kijelölése (5. ábra)

a) nyak (P) és derék (O) középpontjának megjelölése és összekötése egyenessel (PO egyenes)

b) a felső háti szakaszon a legnagyobb aszimmetriát mutató moiré görbét a PO-ra merőlegesen egyenessel elmetsszük, ezzel megkapva a H, a C és az E pontokat

c) a legnagyobb aszimmetriát mutató görbéhez érintőt húzva kapjuk meg G, A és D pontokat

d) I, B és F pontok meghatározása szintén a legnagyobb aszimmetriát mutató moiré görbe felhasználásával az ágyéki szakaszon

2. θ görbületi szög meghatározása

$$\theta = \angle CAO + \angle CBO = Y_1 + Y_2, \text{ ahol:}$$

$$\tan Y_1 = \frac{|d_1 - d_2|}{CA}, \text{ ahol:}$$

$$d_1 = \frac{1}{2} * (CH + CE)$$

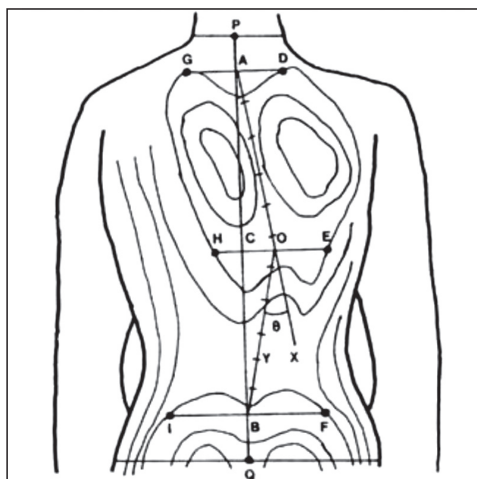
$$d_2 = \frac{1}{2} * (AD + AG)$$

$$\tan Y_2 = \frac{|d_1 - d_3|}{BC}, \text{ ahol:}$$

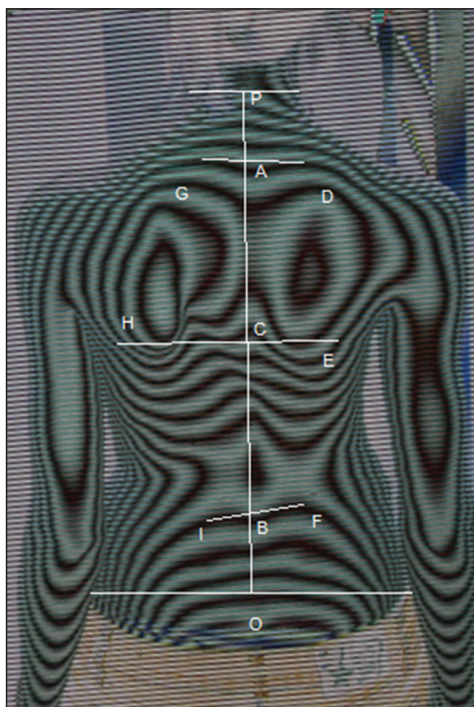
$$d_3 = \frac{1}{2} * (BF + BI)$$

A képletekben a CH, CE, AD, AG, BC, BF és BI a fent leírt módon megjelölt pontok közötti távolságokat jelölik.

A képek kiértékelését, a fent leírt módszerhez szükséges méréseket és számításokat a RapidformXOR (3D Systems) program használatával készítettük el (6. ábra). A fokértékek meghatározásánál figyelembe vettük a gyermek magasságát és a nagyítást is.



5. ábra. Kamal módszeréhez szükséges mérési pontok²⁶



6. ábra. Kamal módszerével történő kiértékelés pontjai

3.4. A vizsgált személyek

Betegeink közül kiválasztottunk 19, gyógytornászaink által jól ismert gyermeket, akiknek antropometriai és fizikális adatai, a kezelés módja az 1. táblázatban láthatók.

Páciens	Betegség	Görbület helye	Kezelés	Nem/Kor(év)/ Tömeg(kg)/Magasság(cm)	Változás
1.	id. scoliosis	háti	korzett+torna	lány/9/22/130	javult
2.	id. scoliosis	háti	korzett+torna	lány/11/36/154	romlott
3.	id. scoliosis	felső háti	korzett+torna	lány/16/46/164	stagnált
4.	id. scoliosis + M. Scheuermann	háti	korzett+torna	lány/16/50/169	stagnált
5.	id. scoliosis + traumás kyphosis	ágyéki	korzett+torna	fiú/13/30/145	javult
6.	id. scoliosis	felső háti	korzett+torna	lány/14/50/161	stagnált
7.	id. scoliosis	háti	korzett+torna	lány/11/36/151	javult
8.	M. Scheuermann + id. scoliosis	háti	torna	fiú/17/65/183	javult
9.	id. scoliosis	ágyéki	korzett+torna	fiú/12/35/159	romlott
10.	id. scoliosis	felső háti	korzett+torna	lány/12/27/147	romlott
11.	id. scoliosis	ágyéki	korzett	lány/16/48/160	javult
12.	id. scoliosis	ágyéki	korzett+torna	lány/16/48/167	javult
13.	id. scoliosis	ágyéki	korzett	lány/14/33/150	stagnált
14.	id. scoliosis	ágyéki	korzett	lány/17/47/168	javult
15.	id. scoliosis	ágyéki	korzett+torna	lány/16/61/162	romlott
16.	id. scoliosis	ágyéki	korzett+torna	lány/16/56/162	javult
17.	id. scoliosis	felső háti	korzett+torna	lány/17/65/155	romlott
18.	id. scoliosis	felső háti	korzett+torna	lány/16/60/164	javult
19.	id. scoliosis	felső háti	korzett+torna	lány/15/53/154	romlott

1. táblázat. A vizsgált betegek antropometriai adatai

3.5. Összehasonlítás módszere

A vizsgálathoz a kezelés időtartama alatt elkészített 49 moiré képet vetettük össze a kezelőorvos által a röntgenfelvételekről Cobb-módszerrel meghatározott görbületi értékekkel. Ennek első lépéseként minden gyermek azonos helyen, azonos beállításokkal készült moiré felvételein az előbbiekben leírt Kamal-módszerrel²⁶ meghatároztuk a görbületi értékeket (6. ábra). A statisztikai értékelés során az eredményeket egymintás t-próbával hasonlítottuk össze, az eredmények közötti különbség szignifikáns, ha $p \leq 0,05$. Az eredmények feldolgozásához Pearson-féle korrelációt is végeztünk.



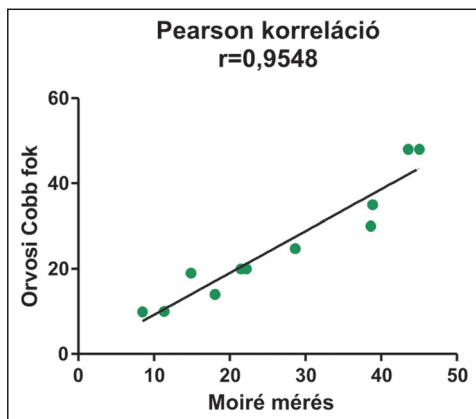
7. ábra. A kiértékeléshez használt moiré kép és röntgenfelvétel

4. Megbeszélés

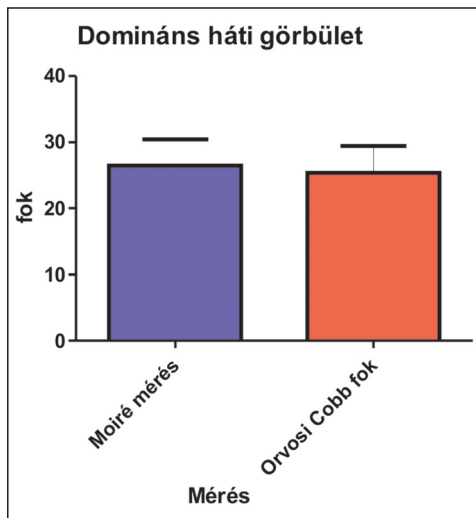
A mért és számított adatokból vizsgáltuk a Kamal-módszer felhasználhatóságának lehetőségeit. Az eredmények kiértékelésekor a betegeket betegségük és a domináns fő görbületük alapján csoportosítottuk.

1. csoport – dominánsan háti görbület

A háti görbülettel rendelkező csoportba 5 pácienset soroltunk, ezen páciensek esetén 11 pár (moiré kép által és RTG-n mért értékek) kiértékelés során kapott adattal dolgoztunk. A Pearson-féle korreláció eredményeképp $r=0,9548$ -ra adódott, vagyis a két csoport közötti korreláció magas (8. ábra).



8. ábra. Pearson korreláció a háti görbülettel rendelkező csoport esetén

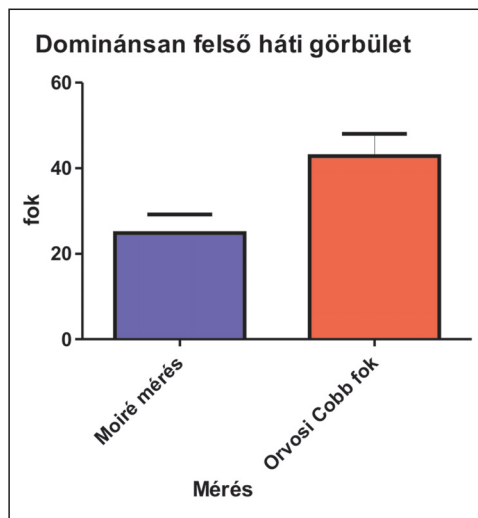


9. ábra. Domináns háti görbülettel rendelkező páciensek Cobb fokméréssel és moirékiértékeléssel kapott értékei

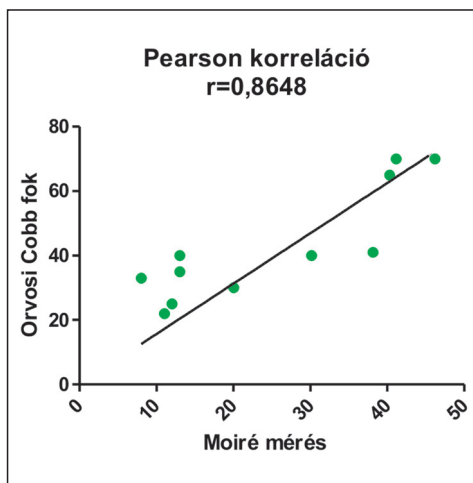
A II adatpárral egymintás t-tesztet is elvégeztünk, ahol $p=0,8477$ -re adódott, tehát nem találtunk szignifikáns eltérést a két méréstípus között. Az orvosi mérések átlaga $25,33 \pm 4,09$ fokra, míg a moiré képekből kapott közelítő értékek átlaga $26,45 \pm 3,98$ fokra adódott (9. ábra), így az átlagok közötti eltérés $1,11 \pm 5,71$ fok lett, ami 4,2%-os eltérést jelent.

2. csoport – dominánsan rövid, felső háti görbület

A dominánsan felső háti görbülettel rendelkező 6 páciensünk esetében is II adatpárral végeztünk összehasonlítást. A moiré képek kiértékelésével kapott átlagos érték a Cobb fokra $24,81 \pm 4,38$, míg a szakorvosok által a röntgenfelvételek feldolgozása alapján az eredmény átlagosan $42,82 \pm 5,27$ fokra adódott (10. ábra). A két típus közötti eltérés így $18,01 \pm 6,85$ fok (42,27%). A két módszer eredményei között szignifikáns eltérés tapasztalható ($P=0,0161$). Ennek ellenére a korreláció r értéke 0,8648, ami magas korrelációt jelent a két csoport adatai között (11. ábra).



10. ábra. Domináns felső háti görbülettel rendelkező páciensek Cobb fokméréssel és moiré kiértékeléssel kapott értékei

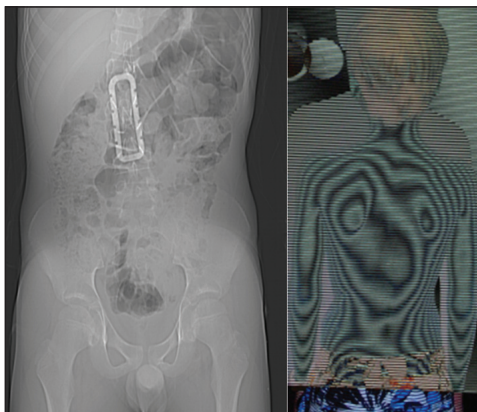


11. ábra. Pearson korreláció a felső háti görbülettel rendelkező csoport esetén

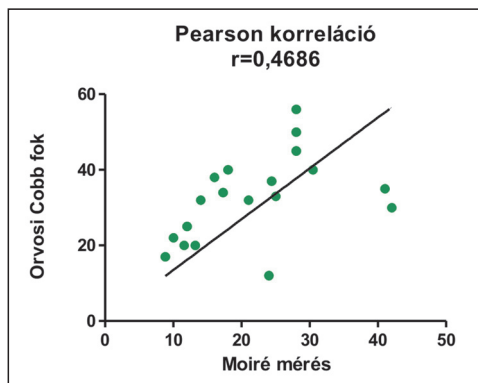
3. csoport – dominánsan ágyéki görbület

A következő csoport a dominánsan ágyéki görbülettel rendelkező gyermekekből áll. Az 5. páciens egy autóbaleset következtében műtéten esett át a gerince ágyéki szakaszán, melynek rögzítéséhez korzett készült. A gyermeknek congenitalis (vagyis születési) csigolyafejlődési rendellenessége is van, ezért a görbületét más módszerekkel kell kezelni, mint műtéten át nem esett társaiét (12. ábra). Ezt a beteget a feldolgozásból ki kellett zárni.

Egymintás t-próbával értékeltük ki a csoportba tartozó 7 beteg 19 adatpárját. Eredményként azt kaptuk, hogy szignifikáns különbség van a két módszerrel kapott görbületi értékek között ($p=0,0033$). A moiré képek kiértékelésével átlagosan $21,72 \pm 2,23$ fokra adódott a mért görbületek átlaga, míg a röntgenfelvételek kiértékelésével $32,53 \pm 2,61$ fokra adódott az átlag (13. ábra), a két méréstípus közötti különbség $10,80 \pm 3,43$ fokra adódott, ami 33,2%-nak felel meg. Jelen esetben a Pearson korreláció r értéke 0,4686, azaz a csoportok közötti korreláció alacsony, ami megerősíti a szignifikancia vizsgálat eredményét (14. ábra).



12. ábra. Balesetet szenvedett páciens CT- és moiré felvételei

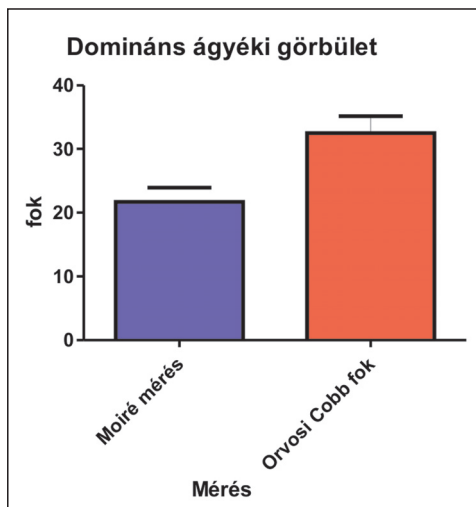


14. ábra. Pearson korreláció a háti görbülettel rendelkező csoport esetén

5. Összefoglaló

A képek kiértékelése során változatos eredményeket kaptunk. Tapasztalatunk szerint a főként háti és kizárólag háti görbülettel rendelkező páciensek fotóinál a moiré képek feldolgozásánál kapott eredmények jól közelítették a röntgeneken az orvosok által mért szögértékeket (9. ábra).

Felső háti görbülettel rendelkező csoport esetén nagy eltérést tapasztaltunk a két különböző kiértékelés során, hiszen átlagosan



13. ábra. Domináns ágyéki görbülettel rendelkező páciensek Cobb fokméréssel és moiré kiértékeléssel kapott értékei

$18,01 \pm 6,85$ fokkal adódtak kevesebbre a moiré feldolgozással kapott szögértékek a röntgenekről mért értékekhez képest (10. ábra). Az adatpárok között emellett viszonylag jó korreláció mutatkozott (11. ábra), de a nagy eltérés miatt fontosnak tartjuk az algoritmus átalakítását ezeknél az eseteknél. Az ágyéki görbületek esetén a moiré képek alapján számított és a röntgenképek feldolgozásával nyert adatok között szignifikáns különbség adódott, átlagosan $10,80 \pm 3,43$ fokkal lettek kisebbek a moiré képekről mért szögértékek a röntgenképek feldolgozásához képest (13. ábra). Az adatok közötti korreláció is alacsony (14. ábra), így ennél a görbülettípusnál szükségesnek tartjuk az algoritmus átalakítását a megfelelően használható eredmény érdekében. Megfigyelhetjük, hogy az utolsó két csoportnál minden esetben a moiré képek feldolgozása során kapott adatok bizonyultak kisebbeknek. Ennek okát a felső háti görbületeknél mindenképpen a lapockák elhelyezkedésében kell keresni, ezek ugyanis elfedik a gerinc valós helyzetét, jelentősen csökkentve a háton észlelhető görbület nagyságát. Az ágyéki görbülettel rendelkező csoport ese-

tén hasonló szerepet játszhatnak a derék és a törzs izmai, hiszen a hát lumbális szakaszán nagy izomkötegek veszik körül a gerincet, melyek szintén részleges takarást biztosítanak a gerinc kóros görbületének. Ezen zavaró tényezők kiküszöbölése miatt van szükség az algoritmus újragondolására.

6. Javasolt változtatások

A már említett probléma, hogy az orvosok által mért szögértékek az összes meglévő görbületnek külön-külön megadják a mértékét (általában a görbület csúcsát is), ezzel ellentétben a Kamal-algoritmussal csak egy közelítő szögértéket tudunk számolni. Az általunk kapott szögérték nem a röntgen alapján mért értékek szuperpozíciója, hiszen a külön vizsgálatokból is kiderült, hogy az ágyéki szakaszt a moiré képeken kisebbekre mértük, hasonlóan a túl magasan, rövid szakaszon elhelyezkedő háti görbületekhez. Olyan megoldást kellene keresni, mellyel az összes meglévő görbület külön-külön is közelíthető lenne.

Nagymértékű fejlődést jelentene a kiértékelés pontosságában, ha a képeket egy szűrésnek vetnénk alá, melyen a szintvonalak kontúrjai élesednének, ezzel megkönnyítve a vonalakon való méréseket. Segítséget jelentene az is, ha bizonyos csontok helyét biztosan meg tudnánk állapítani a moiré felvételeken is, csakúgy mint a röntgenképeken. Szükségesnek tartjuk egységes referenciapontok bevezetését, melye-

ket a röntgenképeken is könnyedén megtalálhatunk, ezzel a kiértékelés pontossága és hitelessége is megnőhetne. Minden esetben szükséges megbizonyosodni a mérés előtt a helyes kalibrációról, a megfelelő beállításokról. A kamera és a fényforrás is merőlegesen helyezkedjen el a vizsgált személy hátához viszonyítva, a fényforrás ne kerüljön perifériás területre, mert akkor kialakulhat bizonyos oldaliság az összes képen. Fontos ezek mellett ügyelni a helyes beállításra is, egyezményesen az összes kép készítése alatt megkértük a pácienseket egy erőteljes kilégzésre, ebben a pozícióban készítettük el a fotókat. Jelenleg még nem alkalmazzuk, de a jövőben szükségnek tartjuk mérés közbeni kapaszkodásra egy korlát használatát, mellyel a pontosságot tovább növelhetnénk. Minden esetben ügyelni kell a medencecsont helyzetére, szükség szerint a végtagok hosszának mérésére és hosszuk kiegyenlítésére is, melyet a mérések során gyógytornászok segítségével alkalmazunk is.

A kiértékelés során egy betegről készült képsor feldolgozásakor figyelniünk kell arra, hogy mindig ugyanazon szintvonalakon végezzük el a méréseket, ugyanabban a magasságban, hogy egymással összehasonlítható eredményeket kapjunk. Előrelépést jelentene az is, ha a kiértékelési idő csökkentése és a pontosság növelése érdekében egy részben automatikus számítógépes programot is tudnánk alkalmazni a kiértékelés során, melynek kifejlesztésére már megtettük a szükséges előkészítő lépéseket.

IRODALOM

1. *Windischbauer G.* Survey on application of moiré-techniques in medicine and biology. Optics in Biomedical Sciences, Springer Series in Optical Sciences 1982;(31):244–9.
2. *Kiss RM.* A járás sebességének és a csípőízületi arthrosis fokának hatása a járás változékonyságára. Biomechanica Hungarica 2009;2(2):37–46.

3. *Kiss RM.* Verification of determining the curvatures and range of motion of the spine by electromechanical-based skin-surface device. *Civil Engineering* 2007;51(1):39-43.
4. *Emin Gabrielyan.* The Basic of line moiré patterns and optical speedup. [abstract] 2007 March; Lausanne, Switzerland, Scientific Park of Swiss Federal Institute of Technology. Available from: URL: <http://switzernet.com/people/emin-gabrielyan/070306-optical-speedup>.
5. *Theocaris PS.* Moiré fringe in strain analysis. *Experimental Mechanics* 1965;5(11):368-77.
6. *Patorski K.* Handbook of the moiré fringe technique. Amsterdam; New York: Elsevier; 1993.
7. *Duwelli AJ, Parkš VJ.* Moiré analysis of strain. New Jersey: Prentice-Hall; 1971.
8. *Parkš VJ.* Geometric Moiré, SEM handbook of experimental mechanics. New Jersey: Prentice-Hall; 1987.
9. *Parkš VJ.* Strain measurement using grids. *Optical Engineering* 1982;4(21):633-9.
10. *Adair IV, Van Wijk MC, Armstrong GW.* Moiré topography in scoliosis screening. *Clin Orthop Relat Res* 1977 Nov-Dec;(129):165-71.
11. *Batouche M, Benlamri R, Kholadi MK.* A computer vision system for diagnosing scoliosis using moiré images. *Computers in Biology and Medicine* 1996 Jul;4(26):339-53.
12. *Ruggerone M, Austin JH.* Moiré topography in scoliosis. Correlations with vertebral lateral curvature as determined by radiography. *Phys Ther* 1986 Jul;66(7):1072-7.
13. *Laulund T, Sojbjerg JO, Horlyck E.* Moiré topography in school screening for structural scoliosis. *Acta Orthop Scand* 1982 Oct;53(5):765-8.
14. *Csernátóy Z.* A scoliosis-csapda – tévedések, tévhitiek és tévutak. *Biomechanika, terápia, prognosztika és egy kis pszichológia. Gyermekgyógyászat* 2005;56(6):641-8.
15. *Tanoue T, Nakano S, Kim H, Kooi Tan J, Ishikawa S, Otsuka Y, Shimizu H, Shinomiya T.* An automatic detection method of spinal deformity from moiré topographic images employing asymmetric degree of shoulder and waistline. *International IEEE Conference on Automation and Systems (ICCAS'07) Seoul* 2007.
16. *Seop Kim H, Ishida K, Ishikawa S, Ohtsuka Y, Shimizu H.* Discriminating spinal deformity employing centroids difference on the moiré images. *Systems and Computers in Japan* 2001 Jun;32(7):20-8.
17. *Frontino G, Negri V, Rinaldi E.* Photographic moiré method for preliminary diagnosis of spine deformity. *Ateneo Parmense Acta Biomed* 1980;51(1):33-8.
18. *Gaál Zs, Antal Á, Tamás P.* Scoliosis testing features on the basis of electronically generated moiré patterns. *Biomechanica Hungarica* 2010; 3(1):84-92.
19. *Gaál Zs, Antal Á, Tamás P.* Statistical analysis of determining the rate of scoliosis from electronically generated moiré patterns. *Proceedings of Seventh Conference on Mechanical Engineering; 2010 May 25-26; Budapest, Hungary.* 2010. p. 796-803.
20. *Gaál Zs, Antal Á, Tamás P.* Scoliosis testing features on the basis of electronically generated moiré patterns. *Proceeding of the 8th IEEE International Symposium on Applied Machine Intelligence and Informatics; 2010 Jan 28-30; Herlany, Slovakia.* 2010. p. 335-40.
21. *Gaál Zs, Tamás P, Antal Á.* Orvostechnikai célú elektronikus moiréberendezés mérés-technikai vizsgálata és kalibrációja. XXIV. microCAD International Scientific Conference; 2010 March 18-20; Miskolc, Magyarország. Miskolci Egyetem Innovációs és Technológia Transzfer Centruma; (ISBN: 978-963-661-919-0) 2010. p. 41-46.
22. *Gaál Zs, Antal Á, Tamás P.* Elektronikus generált moiréképekből meghatározott gerincferdülés-mérték statisztikai elemzése. IV. Magyar

- Biomechanikai Konferencia; 2010. máj. 7–8; Pécs, Magyarország. Paper A-0062.
23. *Takasaki H.* Moiré topography. *Applied Optics* 1970 Jun;6(9):1467–72.
24. *Takasaki H.* Moiré topography. *Applied Optics* 1973 Jun;4(12):845–50.
25. *Wenzel K, Antal Á, Molnár J, Tóth B, Tamás P.* New optical equipment in 3d surface measuring. *Journal of Automation Mobile Robotics & Intelligent Systems* 2009;3(4):29–32.
26. *Kamal SA.* Determination of degree of correction of spinal deformity by moiré topographs. Moiré fringe topography and spinal deformity. 2nd. International Symposium. Stuttgart: Gustav Fischer Verlag; 1983. p. 117–26.

A kutatás része a GERINCOR (TECH_08-A1/2-2008-0121) projektnek, melyben ortopédiai deformitások megfigyelésére és gondozására szolgáló intelligens eszköz és módszer kifejlesztése a fő feladat. A munka szakmai tartalma kapcsolódik az „Új tehetésgondozó programok és kutatások a Műegyetem tudományos műhelyeiben” c. projekt szakmai célkitűzéseinek megvalósításához. A projekt megvalósítását a TÁMOP-4.2.2.B-10/1-2010-0009 program támogatja. A moiré képek a Salus Kft. gyógytornatermeiben készültek.

Balla Petra

Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem,
Mechatronika, Optika és Gépészeti Informatika Tanszék
H–1111 Budapest, Bertalan Lajos u. 4–6.
Tel.: (+36) 1 463-2145

MADÁRTOLLAK HAJLÉKONYSÁGÁNAK VIZSGÁLATA

Dobránszky János¹, Szép Tibor², Bitay Enikő³

¹MTA–BME Kompozittechnológiai Kutatócsoport

²Nyíregyházi Főiskola, Környezettudományi Intézet

³Sapientia Erdélyi Magyar Tudományegyetem, Műszaki és Humántudományok Kar

Dobranszky.Janos@cik.bme.hu

Absztrakt

A cikk bevezetője áttekinti azokat a szempontokat, amelyeket a biológus kutatók fogalmaznak meg a madártollak hajlékonysági tulajdonságai vizsgálatára vonatkozóan. Ebből következik a kutatás célja: számszerűen meghatározni a partifecskek szélső faroktollának hajlékonysági tulajdonságait. A kísérleti programban 360 darab partifecske szélső faroktoll vizsgálatát végezték el a szerzők. A cikkben bemutatják a kétpontos hajlítóvizsgálat műszaki vonatkozásait, nevezetesen a vizsgálati feltételeket és az eredményeinek feldolgozására alkalmazható módszereket. Az erő-lehajlás diagramok felvételére, azok elemzésére és a tollak hajlékonyságának jellemzésére olyan módszereket ismertetnek, amelyek a szakirodalomban jelenleg alkalmazott módszernél érzékenyebben tárják fel az egyes tollak hajlékonyságában mutatkozó különbségeket.

Kulcsszavak: partifecske, madártoll, hajlékonyság, hajlítási merevség

Investigation of the flexibility of bird feathers

Abstract

At first the paper describes the considerations and expectations, expressed by biologists as to why it is important for them to examine the flexural properties of bird's feathers. These aspects define the main objective of the research, namely, to quantitatively determine the flexural properties of the outer tail feathers of Sand Martin (*Riparia riparia*). There are carried out a series of tests of flexibility that includes bending test of 360 pieces of outer tail feathers. The authors describe the specific technical conditions applied for the two-point bending test, and the known and new methods for evaluating the test results. Such methods are also described by the authors to evaluate the bending force-deflection diagrams, which are more sensitive to reveal the really existing differences in flexibility, as the methods used until this.

Keywords: riparia, bird feather, flexural properties, bending stiffness

Bevezetés

A Magyarországon költő vonuló madarak az egyik leginkább veszélyeztetett fajcsoport, melynek tipikus képviselője a partifecske. Életmódját és a környezeti hatásoknak az arra való befolyását hosszú ideje kutatják.¹ A kutatások

elsősorban a biológiai tudomány eszközeinek alkalmazását kívánják meg, de olyan kérdések is felmerülnek, amelyeknek a megválaszolása mérnöki módszerek nélkül elképzelhetetlen.² A két szakma által közösen megválaszolendő egyik fontos kérdés az, hogy a madarak Afrikába és onnan vissza való költözésének, a több

ezer kilométeres távolság megtételének, hatalmas megterhelését mennyire határozza meg a madár tollazata, annak mechanikai tulajdonságai.³ E szempontból különös jelentőséggel bír a madarak tollazatának egyik meghatározó eleme, a szélső faroktoll. A szélső faroktoll mechanikai tulajdonságai, tartóssága, károsodással szembeni ellenállása döntően befolyásolja a madár célba érését.^{4,5}

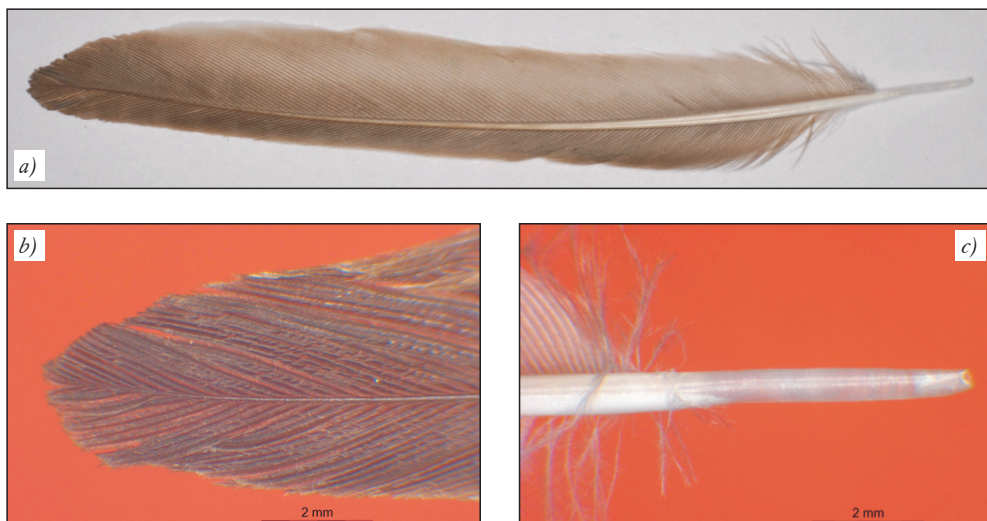
A Nyíregyházi Főiskola és a Magyar Madártani és Természetvédelmi Egyesület közösen tevékenykedő Riparia Ökológiai Kutatócsoportja az utóbbi két évtizedben, a madárgyűrűzések alkalmával, több száz szélső faroktollat gyűjtött a madarokból az Afrikában növesztett tollak kémiai és fizikai jellemzőinek vizsgálata céljából (az illetékes természetvédelmi hatóság engedélyével), amely tollvétel után a madarak szaporodását és túlélését illetően negatív hatást nem tapasztaltak.⁶ A közös kutatás célja az, ahogy ezeknek a tollaknak a mechanikai tulajdonságait átfogóan és az eddig fel nem tárt finom részletekbe menően meghatározzuk, és ezeket a műszaki jellemzőket felhasználjuk a partifecske egye-

dek pontosan ismert biológiai sajátosságainak elemzésében. Ebben a dolgozatban a 360 darab partifecske szélső faroktollon elvégzett hajlítóvizsgálat elsődlegesen műszaki vonatkozásait, nevezetesen a vizsgálati feltételeket és az eredményeinek feldolgozására alkalmazható módszereket tekintjük át.

A hajlékonyság vizsgálatának kísérleti feltételei

A kísérleti programban vizsgálni kívánt tollak hajlékonyságának mérése első megközelítésben egyszerűnek tűnő feladat, de azonnal szembesülünk a hiteles, objektív és ismételtető vizsgálati feltételek biztosításának nehézségeivel, ha figyelembe vesszük az 1. ábrán látható toll szerkezeti felépítéséből és anyagából adódó sajátosságokat. Csak a lényegesebbeket említjük meg:

- A tollgerinc síkban (és olykor térben is) görbült, keresztmetszete nem pontosan kör alakú, és ennek az átmérője folyamatosan változik.
- A cséve – a tollgerincnek a zászló alatti, pihementes része – sem pontosan kör alakú,



1. ábra. A T935806j jelű partifecske szélső faroktoll hossza 59,56 mm (a), a toll zászlójának csúcsa (b) és a cséve (c)

az átmérője ennek is változik, különösen a felső köldök környezetében, ahol a pihék megjelenése kezdődik.

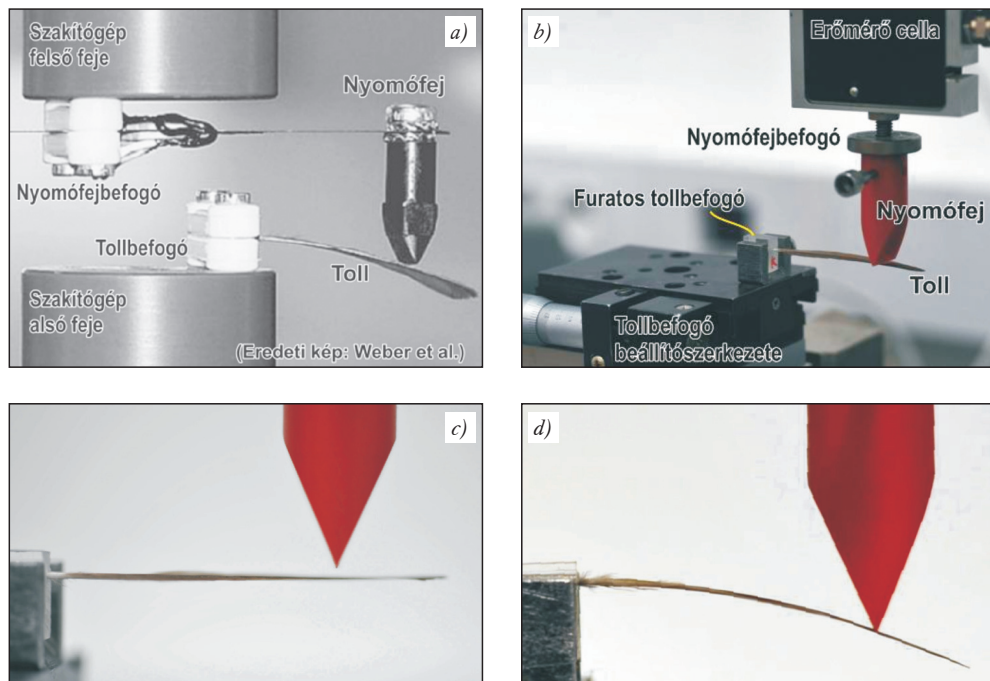
– A toll mérete és tömege kicsi, a gerinc és a cső jellegű cséve sérülékeny, a be- és megfogási lehetőségek definiálatlanok, a vizsgálati terhelés várható értéke nagyon kicsi.

A hajlékonyság vizsgálatára a műszaki gyakorlatban a legelterjedtebb módszer a két végpontján megtámasztott próbatestnek a támaszok között egy vagy két ponton ható nyomóterheléssel végzett hajlítása: a hárompontos, illetve a négyponos hajlítóvizsgálat. Bár a toll anyagával rokon műanyagok hajlékonyságának jellemzésére több szabványt is kidolgoztak – pl. az ISO 178 szabványt a műanyagok hajlítási tulajdonságainak meghatározása vagy az ISO 10619-es szabványsorozatot a gumi- és műanyag tömlők, csövek hajlékonyságának

és merevségének mérésére –, ezek nem nyújtanak támpontot, mivel meghatározott keresztmetszetű próbatestet feltételeznek.

A madártollak fentebb említett sajátosságai miatt a hajlékonyság vizsgálatára az egyik végén befogott konzoltartó lehajlását modellező vizsgálati módszert alkalmaztuk *Weber és szerzőtársai* ezzel foglalkozó, mértékadó kutatásához hasonlóan.⁷ A hajlítási kart (L) 35,0 mm értékre választottuk, amely az átlagos tollhosszúság kétharmada. A terhelési sebességet – alapos, a későbbiekben tárgyalt elemzés után – 5 mm/min értékre választottuk. A vizsgálatot ellenőrzött páratartalom és hőmérsékleten végeztük, és minden tollat kétszer hajlítottunk ugyanabban a befogásban.

A vizsgálati feltételek egyik legkényesebb eleme a toll befogása. *Weberék* a 2.a ábrán



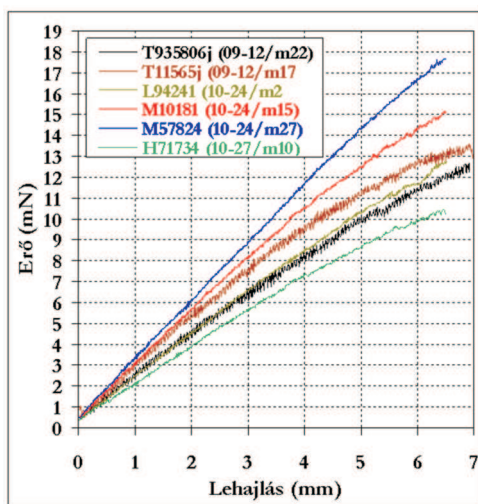
2. ábra. a) A Weberék által használt befogási rendszer: a nyomófej és a nyomófejbefogó között egy acéllemez teremt kapcsolatot, amelyre nyúlásmérő bélyeg van rögzítve; b) Az általunk alkalmazott befogási rendszer; c–d) A toll a hajlítókísérlet kezdetén és végén

látható befogást alkalmazták.⁸ Ez a szorító-fogás befogás kedvezőtlen, mind a toll, mind a nyomófej esetében. Az általunk alkalmazott befogási rendszerben – amely a 2.b ábrán látható – a nyomófej közvetlenül csatlakozik a Zwick 005 típusú szakítógép 20 N-os erőmérő cellájához. További lényeges része a befogási rendszernek a furatos tollbefogó, amely a körkörös szorítást és rögzítést biztosítja. Ebből egy készletet készítettünk, 0,55–0,70 mm átmérőjű furatokkal, és minden toll befogásához az adott toll csévéjének megfelelő méretűt használtuk. A toll befogását sztereomikroszkópos megfigyeléssel végeztük. A furatos tollbefogót a beállítószerkezetbe betétként lehet rögzíteni, és szükség esetén ezzel korrigálható a tollgerinc térbeli ferdesége is annak érdekében, hogy a hajlítás mindig vízszintesen álló tollon (2.c ábra) kezdődjön. A befogófej nyomóéle és annak 45°-os hajlású lapjait simára políroztuk, ugyanis a hajlítás közben ezek csúsznak a toll zászlóján és a tollgerincen (2.d ábra). Finombeállító szerkezettel biztosítható a hajlítási távolság pontos értéke.

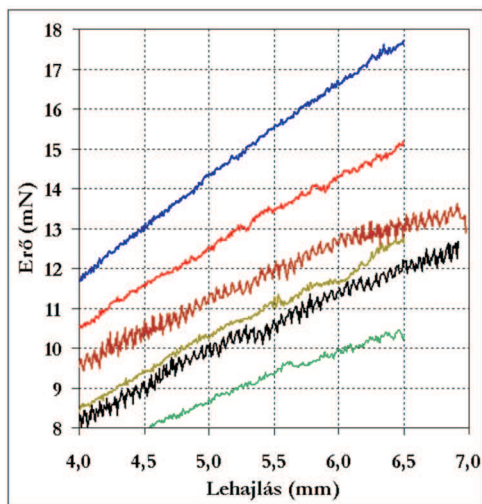
A hajlítóvizsgálat eredményei és azok értékelése

A partifecske szélső faroktollak hajlékonyságának vizsgálatát olyan lehajlásig (x) kívántuk végezni, amely kellően nagy igénybevételt jelent, de nem károsítja a tollat, számos (itt nem részletezhető) előkísérlet, különböző sebességekkel végzett ismételtetőségi vizsgálat után ezért az $L=35$ mm-es támaszközhez $x=6,50$ mm lehajlást választottunk. A 3. ábrán látható hat különböző madártoll teljes hajlítódiagramja, illetve annak a 4,0 mm lehajlás utáni szakasza kinagyítva. Szembeötlő az erő-lehajlás görbék „zajossága”: ez a nagyérzékenységű erőmérő cella által észlelt és regisztrált erőingadozás a nyomófej éle és a toll közötti súrlódással, valamint a zászló egyes oldalágainak mikroelmozdulásaival magyarázható.

A hajlítási sebesség meghatározására elvégeztük egy adott madártollnak a különböző terhelési sebességgel való vizsgálatát a 2–100 mm/min tartományon. A 4. ábra mutatja az így



a)



b)

3. ábra. Hat partifecske jobb szélső faroktollának erő-lehajlás diagramja (támaszköz 35 mm, hajlítási sebesség 5 mm/min)

kapott eredményeket, látható, hogy az erő-lehajlás diagram – a legkisebb terhelési sebesség enyhe eltérésétől eltekintve – gyakorlatilag független a terhelési sebességtől, ezért a szakmában referenciának számító Weber–Borguud-féle vizsgálatban választott 2 mm/min sebességet megnöveltük 5 mm/min-re. Ugyanakkor a maximális lehajlást is megnöveltük 6,0-ról 6,5 mm-re, amelytől a tollak közötti eltérés jobb megjelenítését vártuk.

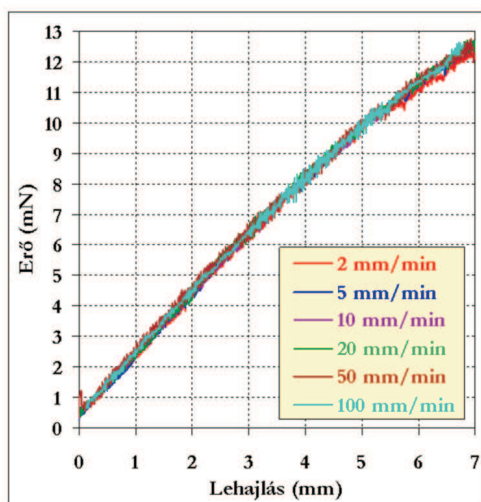
Az egész kísérleti program fő célja az volt, hogy a hajlítóvizsgálat elvégzésével nyert erő-lehajlás diagramok alapján számszerű értékeket nyerjünk a tollak hajlékonyságáról, mégpedig olyanokat, amelyek képesek érzékenyen jellemezni a kis eltéréseket is. Emiatt különféle értékelési módszerekre törekedtünk, amelyekről az eltérések pontosabb, finomabb „felbontását” vártuk, a madártoll-hajlékonysági vizsgálatokban referenciának számító, már sokat említett Weber-cikk értékelési módszeréhez képest. A lehetséges értékelési módszereket az alábbiakban sorra elemezzük.

1. módszer: A Weber–Borguud-módszer

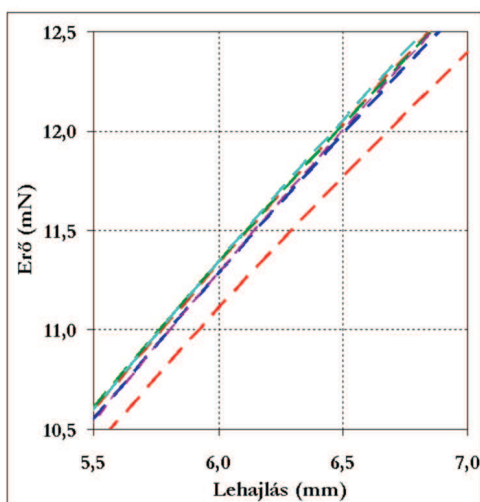
Az erő-lehajlás görbe regressziós egyenesere meredekségét határozzák meg az $x=0-6$ mm lehajlítás tartományán, és ezzel minősítik a tollakat. Az így kapott értéket nevezik – nem éppen helyesen! – hajlítási merevségnek. Könnyű belátni, hogy e módszer eredménye kizárólag attól függ, hogy a 6 mm-es lehajlításnál mekkora az erő értéke, azt nem képes figyelembe venni, hogy miként alakul az erő változása a teljes korábbi terhelési folyamatban.

2. módszer: A kezdeti rugalmassági modulus és az érintőmodulus módszere

Bár a tényleges keresztmetszet és így a feszültség nem határozható meg, az erő és a feszültség egyenes arányossága miatt az erő-lehajlás görbével lényegében ugyanúgy bántunk, mintha az feszültséggörbe lenne. A kezdeti rugalmassági modulus, illetve az érintőmodulus mintájára meghatározható az erő-lehajlás görbe origóban, illetve a görbe tetszőleges pontjában vett meredeksége mint

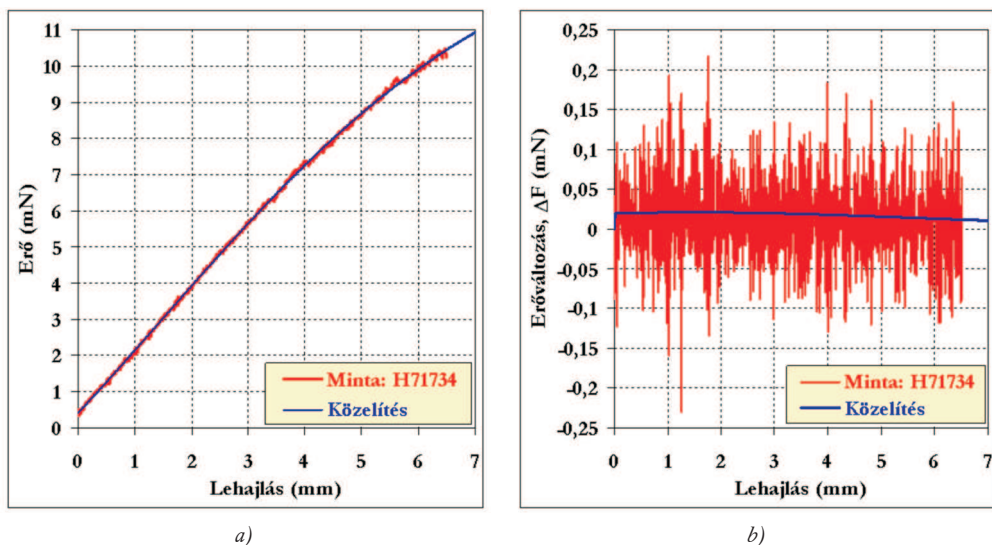


a)

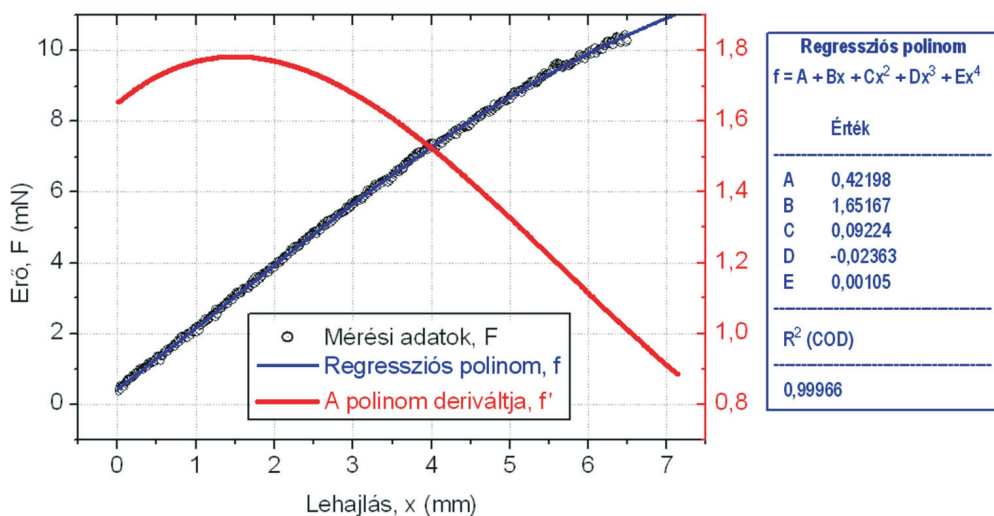


b)

4. ábra. a) A T935806j jelű toll erő-lehajlás diagramjai növekvő nyomófejssebességgel;
b) Az erő-lehajlás diagramok közelítő görbéi az 5,5 és 7,0 mm közötti lehajlástartományon



5. ábra. a) A H71734 jelű toll hajlítódíagramja és a mérési pontok közelítése negyedfokú polinommal;
 b) Az erő szekvenciális változása a mért adatok és a közelítő függvény bázisán



6. ábra. A H71734 jelű madártoll hajlítóvizsgálatával felvett mérési pontok közelítése negyedfokú polinommal és annak derivált függvénye

hajlékonysági jellemző. Ennek a módszernek a „nyers” alkalmazása azonban nem igazán célszerű, mivel egyrészt a nulla lehajlás környezetében nagy a mérés relatív hibája, másrészt pedig erősen ingadozik az erő a mérés során (lásd a 3. ábrát). Emiatt a mérési adatok-

ra előzetesen regressziós görbét kell illeszteni, esetünkben erre a negyedfokú polinom adta a legjobb illeszkedést az 5. ábrán látható eredménnyel. Az 5.a ábrán látható a mérési adatok és a regressziós polinom görbéje. Az 5.b ábra mindkét adatsorra nézve az erőváltozás érté-

két mutatja. A mérési adatokat tekintve előfordul 0,4 mN-t meghaladó erőváltozás is a 10 Hz-es mintavételezéssel – átlagosan 0,08 mm-es lehajlási elmozdulásonként – tett erőmérési adatokban. A regressziós polinom menete viszont szinte teljesen monoton.

Az itt tárgyalt módszer alkalmazásakor a regressziós görbe – $f(x)$ – meghatározása után meghatároztuk a regressziós polinom derivált függvényét – $f'(x)$ –, amely a 6. ábrán látható. Ez a derivált függvény kitűnő lehetőségeket kínál a tervezett cél, nevezetesen a hajlékonysági viselkedés finomságainak jellemzésére, ugyanis értékeiből meghatározható például:

- a derivált függvény kezdeti értéke az $x = 0$ helyen,
- a maximuma és a maximumához tartozó lehajlás,
- tetszőleges lehajláshoz tartozó értéke,
- értékének két tetszőleges lehajlásérték közötti változása.

3. módszer: A húrmodulus módszere

A rugalmassági és hajlékonysági tulajdonságok meghatározására a nem egy ponthoz kötött (mint amilyen a kezdeti rugalmassági modulus és az érintőmodulus), modulus vagy merevség jellegű anyagvizsgálati mérőszámokat általában olyan alakváltozási intervallumon értelmezzük, amelynek alsó határértéke mindenkor nagyobb nullánál. Ennek az az oka, hogy valós mérési körülmények között a nulla közeli alakváltozásoknál az erő mérése nagyon pontatlan. A mi méréseinkben ezért eleve 0,5 mN-hoz kötöttük a mérési adatok rögzítésének kezdeti határértékét.

A fentebb említett 1. módszer a húrmodulus módszer talán legegyszerűbb alapesetének tekinthető. A madártollak közötti finom különbségek jobban kiemelhetők, ha a hűrt a mérési adatok regressziós függvényének arra

a két pontjára fektetjük, amely pontokban a hozzájuk húzott érintők meredekségkülönbségének a maximumát kapjuk. A 6. ábrán látható, hogy két tetszőleges pontba húzott érintő meredekségkülönbségének maximuma nem a függvény két szélső pontja között adódik, hanem az abszolút maximum és az abszolút minimum között.

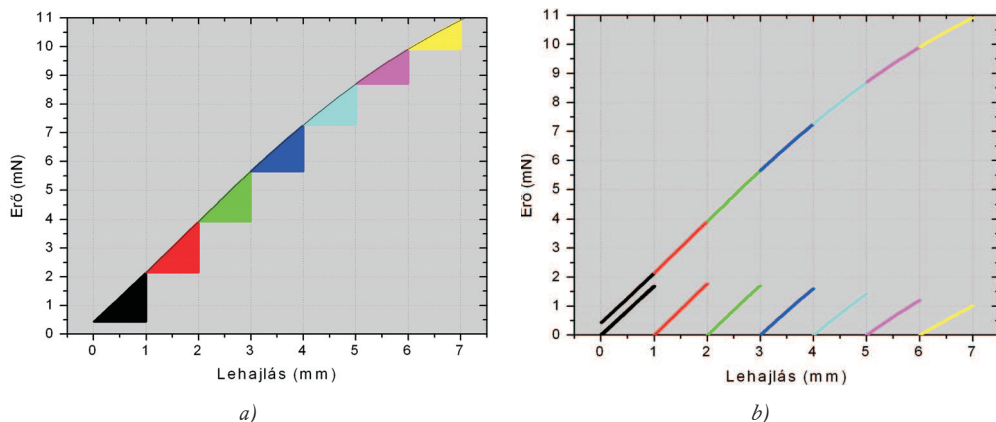
Természetesen ez esetben sem határozható meg a modulus, mivel a feszültséggörbe nem állítható elő, csak az erőváltozás ismert.

4. módszer: A hajlítási merevség meghatározásának módszere

Az egyik végén befogott konzoltartók lehajlását (x) a tartók statikájának módszereivel az erő (F), a hajlítási támaszköz (L), az anyag E rugalmassági modulusa és a keresztmetszet másodrendű nyomatéka (I) ismeretében egyszerűen számíthatjuk. A madártoll azonban az egyszerű konzoltartótól igencsak eltérő felépítésű szerkezet: nem állandó keresztmetszetű, anyaga nem homogén és nem izotrop, így a lehajlását analitikusan gyakorlatilag nem lehet számítási formulával leírni.⁹ Éppen ezért bármekkora pontatlanságot is jelent, ha a legegyszerűbb konzoltartó esetére vezetjük vissza a madártoll hajlítását, az ekkor használt egyszerű számítási képletek alkalmazása is célravezető lehet a madártollak hajlékonysági tulajdonságainak összehasonlítására, ugyanis a számítási képletekből kifejezhető $E \cdot I = F \cdot L^3/3x$ érték valódi – bár kétségkívül erősen leegyszerűsített módon meghatározott – hajlítási merevség.

5. módszer: Az erő-lehajlás görbe teljes vagy szakaszos integrálásának módszere

A 6. ábrán látható mérési adatokkal vagy az azokra illesztett regressziós polinommal dolgozva, a függvény integrálásával a teljes lehajlástartományra meghatározható a hajlítóerő



7. ábra. a) A H71734 jelű madártoll hajlítódigramjának egyenlő szakaszokra bontott regressziós görbéje a továbbhajlítási munkát jellemző, beszínezett területekkel; b) A továbbhajlítási erőnövekményt szemlélteti a hajlítódigram egyes szakaszainak nulla kezdeti értékre való redukálása

által a madártollon végzett teljes hajlítási munka. Ez a számítás egy tetszőleges lehajlástartományra is elvégezhető. Maga a teljes hajlítási munka nemcsak alkalmas, de kifejezetten ajánlott is a madártollak hajlékonyságának összehasonlítására. Az egyes mérési diagramok finom részletei jól felszínre hozhatók, ha a teljes görbét a 7.a ábrán látható módon, egyenlő lehajlástartományokra bontva, végezzük el az integrálást, és meghatározzuk az egyes szakaszokra az ún. továbbhajlítási munka értékeit, amelyeket az ábra külön beszínezve mutat.

Ugyancsak alkalmazható, a 7.b ábra szerint, az adott szakaszra a továbbhajlításhoz szük-

séges erőnövekmény, az ún. továbbhajlítási erő meghatározásának módszere. Ezek szám-szerű értékeit a H71734 jelű madártollra az 1. táblázat tartalmazza, grafikusan itt nem mutatjuk be ezeknek a változását, mivel teljesen hasonló jellegű görbéket adnak, mint a regressziós polinom derivált függvénye, amely a 6. ábrán látható.

Összefoglaló következtetések

A partifecske szélső faroktollak hajlékonyságának vizsgálatára alkalmazott kétpontos hajlítóvizsgálatok céljára új befogási rendszert dolgoztunk ki, amely biztosítja a cséve körös szorítását és a hajlítási távolság pontos

Lehajlástartomány (mm)	Teljes hajlítási munka (mN·mm)	Továbbhajlítási munka (mN·mm)	Továbbhajlítási erő (mN)
0–7	43,29719		
0–1	1,24641	0,83875	1,689
1–2	3,00693	0,88749	1,767
2–3	4,70444	0,8626	1,701
3–4	6,42712	0,81657	1,598
4–5	7,93923	0,72158	1,418
5–6	9,15232	0,61342	1,198
6–7	10,37186	0,51638	1,004

1. táblázat. A 7. ábra egyes tartományaira számított flexibilitási jellemzők értékei

beállítását. Az ismételhetőségi mérések kedvező eredményei alapján 6,0-ról 6,5 mm-re növeltük a szakirodalomból ismert lehajlítási mértéket, és 2 mm/min-ről 5 mm/min-re megnövelt terhelési sebességet alkalmaztunk. A hajlítódigramok értékelésére a következő módszereket ismertettük, amelyek mindegyike alkalmas arra, hogy a szakirodalomban referenciának számító módszerrel meghatározott hajlékonysági jellemzőnél részletesebb összehasonlítási lehetőséget nyújtson:

– a kezdeti rugalmassági modulus és az érintőmodulus módszere,

– a húrmodulus módszere,

– a hajlítási merevség meghatározásának módszere,

– az erő-lehajlás görbe teljes vagy szakaszos integrálásának módszere.

A 360 darab partifecske szélső faroktollon elvégzett hajlítóvizsgálatok eredményeit és azoknak a gazdamadarak biológiai jellemzőivel való kapcsolatát matematikai statisztikai elemzéssel feltáró sajátosságokat más közleményben ismertetjük.

IRODALOM

1. Szép T, Szabó DZ, Vallner J. Integrated population monitoring of sand martin *Riparia riparia* – an opportunity to monitor the effects of environmental disasters along the River Tisza. *Ornis Hung* 2003;12-13:169–82.
2. Beaufrère H. La plume et le vol. [PhD thesis.] Université Claude-Bernard – Lyon 1;2006.
3. Moller AP, Lope FD, Saino M. Sexual selection in the barn swallow *Hirundo rustica*, VI. Aerodynamic adaptations. *J Evol Biol* 1995 Nov; 8(6):671–87.
4. Dawson A, Hinsley SA, Ferns PN, Bonser RHC, Eccleston L. Rate of moult affects feather quality: a mechanism linking current reproductive effort to future survival. *P Roy Soc B-Biol Sci* 2000 Oct 22;267(1457):2093–8.
5. Chai P, Dudley R. Maximum flight performance of humming-birds: capacities, constraints, and trade-offs. *Am Nat* 2000;153:398–411.
6. Szép T, Hobson KA, Vallner J, Piper SE, Kovács B, Szabó DZ, Moller AP. Comparison of trace element and stable isotope approaches to the study of migratory connectivity: an example using two hirundine species breeding in Europe and wintering in Africa. *J Ornithol* 2009 Jul;150(3): 621–36.
7. Weber TP, Borgudd J, Hedenström A, Persson K, Sandberg G. Resistance of flight feathers to mechanical fatigue covaries with moult strategy in two warbler species. *Biology Letters* 2005 Mar; 1(1):27–30.
8. Borgudd J. Mechanical Properties of Bird Feathers – Influence of UV-Radiation and Mechanical Fatigue [dissertation]. Lund: Lund University; 2003.
9. Parkinson MB, Roach GM, Howell LL. Predicting the Large-Deflection Path of Tapered Cantilever Beam. *Proceedings of ASME International Mechanical Engineering Congress and Exposition, Orlando*. 2000. p. 1–11.

A szerzők köszönetet mondanak a BME Polimertechnika Tanszék laboratóriumában dolgozó mérnököknek a vizsgálatok elvégzésében való segítségükért. Bitay Enikő személyéhez kötődően a kutatás az EU és Magyarország támogatásával a TÁMOP 4.2.4.A/1-11-1-2012-0001 azonosítószámú „Nemzeti Kiválóság Program – Hazai hallgatói, illetve kutatói személyi támogatást biztosító rendszer kidolgozása és működtetése országos program” című kiemelt projekt keretei között valósult meg. A partifecske terepi vizsgálatait az OTKA T042879, K69068 pályázatai keretében zajlottak.

Dobránszky János

MTA–BME Kompozittechnológiai Kutatócsoport

H–1111 Budapest, Műegyetem rkp. 3.

Tel.: (+36) 1 463-1934