

*Semmelweis Egyetem, Fogpótlástani Klinika, Budapest

**Debreceni Egyetem, Orvos és Egészségtudományi Centrum, Fogorvostudományi Intézet, Debrecen

***Debreceni Egyetem, Szilárdtestfizika Tanszék, Debrecen

****ACTA, Dept. of Cariology, Endodontology, Pedodontlogy, Amszterdam

A rágóerő keltette periapikális nyomás mérése

DR. DOBÓ NAGY CSABA*, DR. FEJÉRDY PÁL†, DR. ANGYAL JÁNOS**, HARASZTOSI LAJOS***, DR. DARÓCZI LAJOS***,
DR. BEKE DEZSŐ*** ÉS DR. WESSELINK, PAUL R.****

Célunk olyan módszer kifejlesztése volt, amelynek segítségével *in vitro* körülmények között mérhető a koronai terhelésre kialakuló periapikális nyomás. Felső középső metszőfogakat ágyasztunk be olyan anyagokba, amelyeknek fizikai tulajdonságai megegyeztek a gyökérhártyáéval és a csontéval. A fogakat a koronai élükön, tengelyirányból terheljük 20, 40, 50, 60, 75, 85, 100, 200, 300 és 450 N erővel; a terhelést háromszor megismételtük. A periapikális térbe a koronára ható terhelés következtében létrejött nyomás mérése céljából parányi nyomásmérő érzékelőt helyeztünk. Meghatároztuk a periapikális nyomásváltozás (ΔP) és a terhelő erő (ΔF) nagysága által megadott hányadost. A koronai terhelés és a csúcsi nyomás között egyenes arányosság állt fenn. A $\Delta P/\Delta F$ átlaga $5,994 \pm 2,04$ kPa/N volt. Egygyökerű fog esetében a $\Delta P/\Delta F$ ismeretében könnyen meghatározható az ismert rágóerőre fellépő periapikális nyomás értéke. Ebben a vizsgálatban a mért periapikális nyomásértékek nagyságrendileg azonosak voltak a végeselemmódszerrel mért eredményekkel.

Kulcsszavak: okkluzális terhelés, periapikális nyomás

Bevezetés

A gyökértömő anyagok és módszerek vizsgálatára használt folyadékáramlásos módszer fiziológiai jelentősége kiemelkedő. A biokompatibilitás vizsgálatok nemcsak a vizsgált anyagra kialakuló gyulladásos és immunológiai válaszokat foglalják magukban, hanem a fog keményszövete és a tömőanyag közötti rés képződését is. A jelenleg rendelkezésre álló módszerek közül ebből a szempontból a legalkalmasabb a folyadékáramlás mérése, melyet *Pashley* [7] munkacsoportja fejlesztett ki, és amelyet az endodontiai vizsgálatokban is alkalmaznak. A folyadékáramlásos módszerrel a gyökértömés és a gyökércsatornafal között, a teljes gyökércsatorna hosszáig terjedő résben apikális irányba haladó folyadék mennyiségét mérik egységnyi idő elteltével. A folyadékáramlásos módszert alkalmazó kutatók a módszert eltérő módon végzik [8]. Ezek közül az egyik fontos paraméter az alkalmazott csúcsi nyomás értéke, mely 1,5 és 136 kPa értékek között változik [2, 8, 9, 14]. A kutatócsoportok eredményeinek összevetését megkönnyítené, ha hasonló nyomásértékeket választanának. A folyadékáramlásos kísérletekben használt legmegfelelőbb nyomásérték az volna, amely a periapikális szövetekben fellépő nyomásértékeknek megfelel. A rágóerőre a periapikális térben hidrosztatikai nyomásfokozódás lép fel, mely ronthatja a gyökértömő anyag falállóságát. Eltérő nagyságú nyomásértékek eltérő mértékben tehetik tönkre a győ-

kértömés zárását. A gyökértömésben ismétlődő koronai terhelést követően jelentős mértékű résképződést figyeltek meg [5]. Az azonban nem ismert, hogy a periapikális térben mekkora értékkel bír a rágóerőre fellépő nyomás nagysága. A periapikális térben megemelkedett nyomás szintén hatással lehet a gyökértömés falállóságára. A rágás közben keletkező nyomásfokozódás befolyásolhatja a periapikális léziók gyógyulását vagy a reszorpció és ankylózis kifejlődését. A traumás fogak sikeres terápiájában fontos a korai terhelés, melynek során csökken a reszorpció és az ankylózis kialakulása. Újabb kutatás is igazolta, hogy a normális okklúzió elengedhetetlen a fog-tartószerkezetet ért, orthodontiai kezelés okozta károsodások gyógyulásában [13]. Ezért is fontos ismerni a gyökér körül fellépő nyomás mértékét.

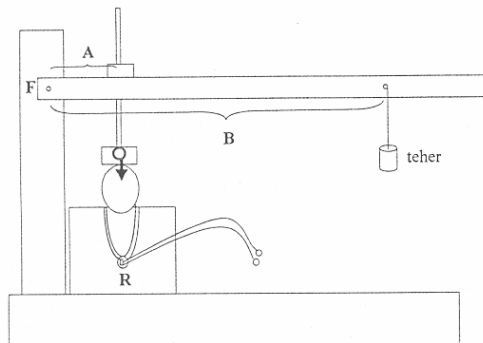
Egy háromdimenziós végeselem-vizsgálatban [6] molárisok csúcskei többszörös erővel (29-től 149 N-ig) terheltek és a gyökércsúcsi gyökérhártyában 4 Mpa nyomást számítottak. Csak kevés vizsgálat áll rendelkezésre, amely segít megbecsülni a periapikális nyomás értékét [4, 6]. A végeselem-módszertől eltérő értékeket mérhetünk, ha valós fogakat használva próbáljuk megmérni a koronai terhelésre keletkező periapikális nyomás értékét.

Vizsgálatunk célja az volt, hogy olyan *in vitro* módszert fejlesszünk ki, amelynek segítségével mérni tudjuk az okkluzális terhelésre keletkező periapikális nyomás nagyságát.

Anyag és módszer

Minták előkészítése

A vizsgálat kezdetéig parodontológiai indikációval eltávolított öt felső középső metszőfogat pufferolt 0,2%-os nátrium-azid-oldatban 4°C-on tároltuk. A fogak gyökérét vékony viaszréteggel vontuk be, és a gyökércsúcsra 10 mm átmérőjű viaszgolyót tettünk. A viaszgolyóba előzetesen kalibrált és vezetékekkel felszerelt parányi (0,3 x 0,5 x 1 mm nagyságú) ellenállást (20 k Ω , 0402, mini Reel, Garden Grove, CA, USA) helyeztünk be. Az ellenállásokat nagynyomású gázkamrában kalibráltuk a nyomás és a mért feszültség vonatkozásában. A nyomáskamrában uralkodó aktuális nyomást nyomásmérővel, míg az ellenállásváltozást az Ohm-törvény elvén működő négyvezetékű módszerrel határoztuk meg. A négyvezetékű módszerrel közvetlenül feszültséget mérünk, de a nyomásértéket a mért feszültség és az ellenállás változásra jelentkező ellenállásértékek egyenes arányban álltak egymással. A fogakat egyenként egy 5x4x2 cm méretű, hasáb alakú, fényre kötő kanálanyagba (Supertec, DMG GmbH, Hamburg, Németország) ágyaztuk. Ez az anyag a csontot szimulálta, mert megkötött állapotban a Young-modulusa 8 GPa volt. Ez az érték megfelel a csonton mért értéknek [3]. Az anyag megkötése után a fogat eltávolítottuk a művi alveolusból, és a viaszt, mely a gyökérhártyának és a periapikális granulomának tartotta a helyét, gőzkéssel (Plyno GV 6, Plyno S.A.S., Bologna, Olaszország) eltávolítottuk a hasáb-



1. ábra. A terhelésre kialakuló periapikális nyomásmérés felépítése

A rendszer az egykarú emelő elvén alapul. A rúd végére helyezett súlyokkal értük el a kívánt mértékű terhelést. Az F a forgástengely, az AF a teherkar, a BF pedig az erőkar. A magasság beállítását csavar- és ellenanya segítségével végeztük. A terhelést egy gömbízületen keresztül vezettük a koronára, az él és a terhelés közötti érintkezést gumiréteggel biztosítottuk, mely egyirányú terhelést eredményezett (nyíl). A periapikális térbe ágyazott ellenállásban (R) mértük a terhelésre jelentkező feszültségváltozást.

ból. A hasábban maradt üreget interokluzális regisztráció rögzítésére alkalmas anyaggal (Silagum AV Quick Light, DMG GmbH, Hamburg, Németország) töltöttük fel. A fogat visszahelyeztük az alveolusba, és enyhe nyomást gyakoroltunk rá. Majd megvártuk, hogy a gyökérhártyát és a periapikális léziót modelláló anyag megkötjön. Ennek az anyagnak is fizikai jellemzője a Poisson-arány (0,44). Az élő gyökérhártyára mért adat 0,45 [3]. Sematikus ábrán mutatjuk be a beágyazott fogat mérés közben (1. ábra).

Nyomásmérés

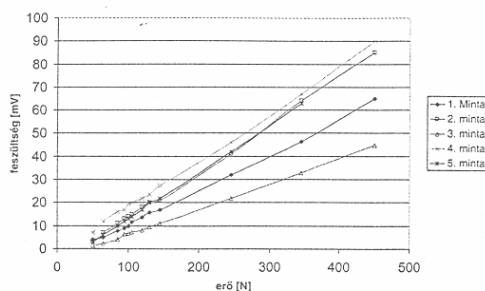
Egykarú emelő elvét felhasználva terheltek a fogak incizális élét vertikális irányú erővel, melyek értéke a következő volt: 20, 40, 50, 60, 75, 85, 100, 200, 300 és 450 N. A beágyazott fogat úgy helyeztük el, hogy a vertikális irányú terhelést egy gömbízület közvetítette a teherkarra. A fogra egy gumidugó segítségével vezettük a terhelést, mert ez bizonyult a legjobb közvetítő közegnek. A fent leírt terheléseket foganként háromszor megisméltük, és a három mérés átlaga adta az adott terhelésre mért nyomásértéket. A kapott feszültségváltozás-értékeket a szenzorból kijövő jelet ellenálláshídon keresztül vezetve, majd felerősítve egy multiméterrel (Multimeter 34401 A, Hewlett Packard) mértük. A három mérés átlagértékét koordinátarendszerben ábrázoltuk, és a különböző mértékű terhelésre kapott adatok egy függvényt eredményeztek (3. ábra). Ez a függvény olyan egyenes volt, melynek segítségével meghatározhatóvá vált a periapikális nyomás (ΔP) és a terhelő erő (ΔF) aránya. A $\Delta P/\Delta F$ értéket három további adatból számoltuk ki: az ellenállás kalibrációs értékéből (C_R), az erősítő és az ellenálláshíd konstansából (C_E), valamint a kapott függvény meredekségéből (S). Kiszámításához a következő egyenletet használtuk:

$$\frac{\Delta P}{\Delta F} = \frac{S}{C_R} C_E$$

Meghatároztuk a $\Delta P/\Delta F$ átlagát és szórásértékét. A nyomásmérést követően a mintákat kibontottuk, és a csontanyagot helyettesítő anyag eltávolítását követően a megmaradt „művi” gyökérhártya vastagságát digitális tolómérővel megmértük (Max Tool, San Dimas, CA, USA). A méréseket a fogak meziális, disztális, labiális és palatinális felszínén, a koronális, középső és apikális harmadban végeztük.

Eredmények

A vizsgált öt mintán mért, terhelés okozta feszültségértékeket külön görbéként ábrázoltuk (2. ábra). Minden egyes mintára jellemző görbét egy egyenessel jellemezhetünk, ami azt jelenti, hogy egyenes arányosság áll fent



2. ábra. A terhelésre kialakuló periapikális nyomásváltozás görbéi a mért fogak szerint

A terhelésértékek az x-tengelyen, míg a mért feszültségértékek az y-tengelyen vannak feltüntetve. Az egyes mintákhoz egy görbe tartozik. Ezek három megismételt mérés átlagai. Az 5. minta 350 N terhelésnél elrepedt, ezért rövidebb a görbéje. A görbékhez tartozó meredekségértékeket az 1. táblázatban tüntettük fel.

1. táblázat

A terhelésre jelentkező nyomásértékek görbéinek (2. ábra) kiszámított meredekségi értékei

Minta	Meredekség értéke
1	0,1524
2	0,2027
3	0,1095
4	0,2018
5	0,2028
Átlag:	0,1738±0,0419

a terhelő erő nagysága és a mért feszültségérték (periapikális nyomás) között.

A $\Delta P/\Delta F$ átlagértéke $5,994 \pm 2,04$ kPa/N.

A gyökérhártya vastagságának átlagértéke $0,18 \pm 0,11$ mm.

Megbeszélés

A vizsgálathoz nyomásmérő szerkezetet készítettünk abból a célból, hogy a koronai terhelésre jelentkező periapikális nyomást mérni tudjunk. A ma rendelkezésre álló anyagok felhasználásával fiziológias körülményekhez hasonló modellt készítettünk. A csontot és a gyökérhártyát az élő szövethez hasonló fizikai tulajdonsággal bíró anyagokkal helyettesítettük. A gyökérhártyát utánozó interokkluzális rögzítőanyag Poisson-értéke 0,44 volt, míg a gyökérhártyáé 0,45 [6]. Ebben a vonatkozásban sikerült utánmozni az élő szövetet, de sajnos nem voltunk képesek az élővel mindenben megegyező tulajdonságait, pl. a gyökérhártyarostok függesztő mechanizmusát modellálni. A műgyantahasáb, amely a csontot utánozta, nem tudta visszaadni a csont kortikális és szpongi-

ózaszerkezetét. További nehézséget okoz a fiziológias és a gyulladt szövetek modellálása. A vizsgálatunkban használt anyagok fizikai tulajdonságait tekintve megegyeztek a *Breeding és mtsai* [3] kísérletében használt anyagokéval. Ők az implantátumokra helyezett hidak terhelése által kiváltott nyomó-, húzó- és torziós erőket tanulmányozták. Ismereteink szerint ellenállásmérésen alapuló nyomásmérést fogászati kutatásban még nem alkalmaztak. A parányi méretű ellenállás lehetővé tette, hogy a szimulált periapikális térbe helyezve mérni tudjuk az ott fellépő nyomásértékeket. Ennek előfeltétele volt, hogy az érzékelő teljes egészében rugalmas anyagba legyen beágyazva, és ne érintkezzen a csontos fallal. Ezért alakítottunk ki 10 mm átmérőjű periapikális léziót.

Az irodalmi adatok szerint leggyakrabban mért koronai terhelésértékek az 50, a 75 és a 100 N erő [12], valószínűleg azért, mert ezek az értékek állnak legközelebb a rágás során *in vivo* mérhető értékekhez [10,11]. Vizsgálatunkat szélesebb tartományra (20 és 450 N között) is kiterjesztettük, mert a felső értékre is találtunk összehasonlításra alkalmas irodalmi adatot [4]. E széles tartományon felvett értékek jól jellemezhető egyenest eredményeztek, melyből kPa/N mértékegységgel bíró $\Delta P/\Delta F$ állandó számítható. Ez az állandó alkalmas arra, hogy ismert terhelésre megbecsüljük a várható periapikális nyomásértéket. Például egy egygyökerű fog 100 N, vertikális irányú koronai terhelésére a periapikális szövetekben 599,4 kPa hidrosztatikai nyomás várható. A többgyökerű fogakra természetesen nem tudunk adatot szolgáltatni. Ezt támasztja alá az a végeelemzés is [6], melynek során a moláris parodontiumában többszörös terhelésre 4 MPa nyomást számoltak. A fogmorfológia nagyban befolyásolja az erő levezetésének módját és mértékét. *Darendeliler és mtsai* [4] 450 N erővel terheltek felső metszőt számítógépes végeelemzés vizsgálatukban. Ez talán a jelen vizsgálattal leginkább összevethető tanulmány, ahol a csúcsi gyökér keményszövetében 25 MPa nyomást számoltak. Minthogy a nevezett tanulmányban nem modellezték sem a cementet, sem a gyökérhártyát, ezért csak a 25 MPa értékkel számolhatunk. Egy másik tanulmány megállapítása szerint [6] a gyökérfelületi keményszövetben kétszer akkora a nyomás, mint a gyökérhártyában, ezért a *Darendeliler munkacsoportja* [4] által meghatározott értéket kétfelére oszthatjuk, és 12,5 MPa nyomást kapunk a periapikális gyökérhártyára. Az általunk meghatározott $\Delta P/\Delta F$ állandóval számolva 450 N koronai terhelésre a periapikális térben 2,69 MPa nyomást kapunk. Ez már csak kb. egy-negyede a *Darendeliler munkacsoportja* [4] által meghatározott értéknek. Ismerve az anyagok és módszerek különbözőségeit ez a különbség már nem tekinthető jelentősnek a két mérés között. *Darendeliler és mtsai* [4] nem vertikálisan, hanem palatinális irányú 26°-os szögben terheltek a fogakat. A végeelemzés módszerben kör-szimmetrikus gyökert vizsgáltak, amely a valóságban nem létezik, így a mi vizsgálatunkban is ovális vagy lekerékített háromszög keresztmetszetű foggyökereket tesz-

teltünk. A végeelemmérszerben, mint már említettük, nem modellálták sem a cementet, sem a gyökérhártyát. Ezek a különbségek magyarázhatják az eredményben jelentkező számszerű különbséget.

Ha azt feltételezzük, hogy az incizális él $0,1 \text{ cm}^2$, akkor a 100 N okklúziós terhelés 10 MPa nyomásnak felel meg. A $\Delta P/\Delta F$ állandót figyelembe véve azonban az apikális területen mindössze $559,4 \text{ kPa}$ nyomással kell számolnunk. Ez a jelentős nyomáskülönbség a korona éle és a gyökércsúcs között úgy jön létre, hogy az axiális terhelés a kúp alakú gyökérforma miatt laterális irányban áttáradódik az alveoláris csontra. Ezt támasztja alá Darendeliler és mtsai [4] 3D végeelemmodellje, amely szerint a kompressziós erők (nyomó erő) a középső metszők nyaki részén mutatják a legmagasabb értéket. Asundi és Kishen [1] hasonló eredményről számolt be fotoelasztikus módszerrel és nyúlásmérő bélyeggel végzett kísérleteiben.

Esber és mtsai [5] gyökértömött felső nagyírlőket ciklusosan terheltek rágóerővel. Festéppenetrációs módszer alkalmazva azt találták, hogy az ismétléssel arányosan nő a rágóerő és a gyökértömő anyag és a gyökércsatornafal között. Ez a megfigyelés rámutat a rágóerőnek a gyökértömés minőségére gyakorolt feltételezhető káros hatására. Úgy véljük, hogy nemcsak a terhelés gyakorisága, hanem a terhelőerő nagysága is hatással lehet a gyökértömés zárására. Ennek igazolására újabb tanulmányok adnak majd választ. A jelen tanulmányban meghatározott kb. 60 kPa csúcsi nyomás (10 N terhelésre keletkezik) mindenki számára akceptálható érték lehetne a folyadékáramlások vizsgálatok számára. Jelenleg a különböző munkacsoportok $1,5\text{--}136 \text{ kPa}$ értékekkel dolgoznak [14, 2, 8, 9], ezért eredményeiket nehéz összevetni. Az általunk javasolt érték elfogadásával jobban standardizálható lehetne a folyadékáramlások vizsgálata.

Ez a munka az OTKA T029411 és 29412 számú pályázatok támogatásával készült.

Irodalom

1. ASUNDI A, KISHEN A: A strain gauge and photoelastic analysis of in vivo strain and in vitro stress distribution in human dental supporting structures. *Arch Oral Biol* 2000; 45:543–550.
2. BATES CF, CARNES DL, DE RIO CE: Longitudinal sealing ability of mineral trioxide aggregate as a root-end filling material. *J Endod* 1996; 22:575–578.
3. BREEDING LC, DIXON DL, SADLER JP, MCKAY ML: Mechanical considerations for the implant tooth-supported fixed partial denture. *J Pros Dent* 1995; 74:487–492.
4. DARENDELILER S, DARENDELILER H, KINOGLA T: Analysis of central maxillary incisor by using a three-dimensional element method. *J Oral Rehab* 1992; 19:371–383.
5. ESBER S, BLUM JY, CHAZEL JC, PARAHY E: Effect of masticatory cycles on apical leakage of obturated teeth. *J Endod* 1998; 24:322–325.
6. KAEWSURIYATHUMRONG C, SOMA K: Stress of tooth and PDL structure created by bite force. *Bull Tokyo Med Dent* 1993; 40:217–232.
7. OUTHWAITE WC, LIVINGSTON MJ, PASHLEY DH: Effects of changes in surface area thickness, temperature and post-extraction time on human dentine permeability. *Arch Oral Biol* 1976; 21:599–603.
8. POMMEL L, CAMPS J: Effects of pressure and measurement time on the fluid filtration method in endodontics. *J Endod* 2001; 27:256–258.
9. POMMEL L, JACQUOT B, CAMPS J: Lack of correlation among three methods for evaluation of apical leakage. *J Endod* 2001; 27:347–350.
10. PROFFIT WR, FIELDS HW, NIXON WL: Occlusal forces in normal and long face adults. *J Dent Res* 1983; 62:566–570.
11. RICHTER EJ: In vivo vertical forces on implants. *Int J Oral Maxillofac Implant* 1995; 10:99–108.
12. SOUTHARD TE, BEHRENTS RG, TOLLEY EA: The anterior component of occlusal force Part 1. Measurement and distribution. *Am J Orthodont Dentofac Orthoped* 1989; 96:493–500.
13. TERESPOLKY MS, BRIN I, HARARI D, STEIGMAN S: The effect of functional occlusal forces on orthodontic tooth movement and tissue recovery in rats. *Am J Orthodont Dentofac Orthoped* 2002; 121:620–628.
14. WU MK, DE GEE AJ, WESSELINK PR: Fluid transport and dye penetration along root canal fillings. *Int Endod J* 1994; 27:233–8.

DOBÓ-NAGY CS, FEJÉRDY P, ANGYAL J, HARASZTOSI L, DARÓCZI L, BEKE D, WESSELINK PR:

Measurement of periapical pressure created by occlusal loading

The aim of this study was to develop an *in vitro* model in which the pressure in the periapical tissues can be measured during loading. Extracted human maxillary central incisors were embedded into resin blocks that had physical characteristics similar to bone and periodontal ligament. Each tooth was loaded with 20, 40, 50, 60, 75, 85, 100, 200, 300 and 450 N vertical forces from the incisal edge of the crown; this procedure was carried out three consecutive times. A minute resistor embedded in the periapical space was used to detect apical pressure changes during occlusal loading. The ratio of apical pressure changes (ΔP) to the loading force changes (ΔF) was calculated. The periapical pressure detected was in direct proportion to the loading force. The mean value of $\Delta P/\Delta F$ was $5,994 \text{ kPa/N}$ ($SD = 2,04$). Direct proportionality was found between the coronal loading and the apical hydrostatic pressure. The $(\Delta P)/(\Delta F)$ ratio determined in this study makes it easier to estimate the apical hydrostatic pressure values during occlusal loading of single rooted teeth. In this study the apical pressure generated under occlusal loading was of the same magnitude as that estimated with the finite element method.

Keywords: apical pressure, occlusal load