

Intraoralno mikrodenzitometrijsko ispitivanje gustoće kosti

Jurica Krhen¹
Dubravka Knezović-Zlatarić²
Pavel Kobler³
Asja Čelebić²
Ognjen Milat⁴
Adil Džubur⁵

¹Stomatološka poliklinika,
Zagreb

²Zavod za stomatološku
protetiku Stomatološkog
fakulteta Sveučilišta u Zagrebu

³Zavod za oralnu kirurgiju
Stomatološkog fakulteta
Sveučilišta u Zagrebu

⁴Institut za Fiziku, Zagreb

⁵Vamstec, Zagreb

Sažetak

Svrha istraživanja bila je utvrditi preciznost metode određivanja gustoće koštanoga tkiva mikrodenzitometrijom na digitaliziranim retroalveolarnim slikama. U tu je svrhu rabljen bakreni kalibracijski klin (BKK) kao referentna vrijednost uspoređujući dvije slike jednog pacijenta.

Šest pacijenata slikano je dva puta u kratkom vremenskom razmaku i pod jednakim uvjetima. Sve rtg-snimke digitalizirane su transparentnim skenerom Linotype-Hell (8-bitna kontrast rezolucija, 300 DPI). Svaka je slika prije mjerenja pretvorena iz negativa u pozitiv. Digitalizirane slike arhivirane su u Issa-programu za pohranjivanje slika te su obrađene s pomoću software programa Scion image, tj. očitane su razine sivila (RS) svih 6 razina BKK-a i 7 točaka područja istraživanja (ROI). Svi RS-i pretvoreni su u optičku gustoću (OD) prema formuli $OD = -\log I_i / 255$, a OD BKK-a postavljane su u relaciju prema debljini svake razine BKK-a. Na osnovi te relacije, s pomoću krivulje i polinoma III. stupnja, izračunani su ekvivalenti debljine BKK-a za sve točke u ROI (EQ ROI). Rezultati istraživanja pokazali su da je opisanom metodom moguće odrediti promjene koštanoga tkiva iznad 7%, a pogreške u metodi moguće su unutar 7%.

Ključne riječi: mikrodenzitometrija, koštano tkivo, retroalveolarna snimka.

Acta Stomat Croat
2001; 343-348

IZVORNI ZNANSTVENI
RAD

Primljeno: 24. svibnja 2001.

Adresa za dopisivanje:

Dubravka Knezović-Zlatarić
Zavod za stomatološku
protetiku
Stomatološki fakultet
Gundulićeva 5, 10000 Zagreb
E-mail: dkz@email.hinet.hr

Uvod

Razne se tehnike mjerenja koštane mase upotrebljavaju za određivanje međusobne povezanosti određenih dijelova koštanoga sustava, za razlikovanje bolesnog od normalnog stanja te za praćenje promjena koštane mase u tijeku bolesti ili u tijeku liječenja.

Najčešća i najjednostavnija metoda određivanja gustoće koštane mase svakako je s pomoću rutinske rtg snimke. No potrebno je najmanje 30%, a ponekad i 50 - 60% gubitka koštane mase da bi se rendgenski mogla detektirati osteopenija (gubitak kosti) (1). Novije tehnike, poput radiografske morfometrije, rabe se u procjenjivanju debljine kortikalnoga dijela kosti kako bi se točno odredio trenutčan mineralni sastav (2).

S obzirom na to da konvencionalne tehnike vizualne raščlambe nisu dovoljno precizne da otkriju profinjenije promjene u gustoći kosti, razvijene su ostale tehnike.

Gama-foton apsorpcijometrija upotrebljava se za određivanje regionalne koštane mase u ekstremitetima (3-6), dual-foton apsorpcijometrija (7-11), single-foton apsorpcijometrija (11-13), dual-nergy apsorpcijometrija zračenjem (14-18) i kvantitativna kompjutorizirana tomografija (14-18) za određivanje gustoće kosti, a raščlamba neutronske aktivacije za mjerenje ukupne tjelesne količine kalcija (2,19).

Mikrodenzitometrija se upotrebljava oko 40 godina, a prvi precizniji rezultati (preciznost od 1,5%) s pomoću te metode zabilježeni su u Mackovim istraživanjima (20) gustoće kosti pete.

Osnovno načelo te metode jest u standardizaciji OD-a rtg snimke (21) prema različitim vrstama materijala poznate gustoće. Uobičajena metoda denzitometrijske standardizacije je uporaba aluminijskoga kalibracijskog klina (Al stepwedge) kod svakoga slikanja kako bi se stvorila baza za usporedbu OD-a. Aluminij se rabi zbog svojeg atomskog broja vrlo sličnog efektivnom atomskom broju kosti. Efektivni atomski broj osigurava mjeru apsorpcije X-zraka aluminijska kao funkciju energije. Dva materijala sličnog efektivnog atomskog broja oslabljuju X-zrake na sličan način (1, 2, 22-29). Međutim kod dentalnih aplikacija, aluminijski BKK dovoljne debljine da bi proizvodio upotrebljive rasponne gustoće redovito je predebeo i premasivan da bi se jednostavno aplicirao na držač filma. Zato se,

u svrhu što jednostavnije manipulacije rtg-filmom, rabe i ostali materijali poznate gustoće, kao što su bakar (22, 30, 31), nikal (32, 33) različitih debljina te različite vrste otopina kao što su CsCl ili CaCl₂ (15) koje simuliraju gustoću kosti, etanol kao ekvivalent masti i voda kao ekvivalent mekih tkiva (34). BKK na svakoj rtg snimci pridonosi korekciji očitanih denzitometrijskih vrijednosti, a snimke standardizirane prema toj metodi omogućavaju mjeriti relativne vrijednosti mineralnog sastava kosti.

Prema Duckworthu i sur. (22), za standardizaciju intraoralnih rtg-snimaka potrebni su sljedeći kriteriji:

- potrebno je smanjiti distorziju anatomskih struktura,
- metoda bi trebala omogućiti informacije o stupnju postignute standardizacije,
- ekspozicija ionizirajućem zračenju trebala bi biti minimalna, ali da osigura sve dijagnostičke informacije,
- metoda bi trebala omogućiti pregled svih dijelova usne šupljine,
- metoda ne bi smjela biti neudobna za pacijenta,
- metoda bi trebala biti vrlo jednostavna za rukovanje,
- metoda bi se trebala koristiti dostupnim materijalima.

Svaka standardizirana rtg-snimka digitalizira se skeniranjem (2, 19, 23-27) ili video kamerom (28, 29, 35) te nakon toga slijedi konverzija sive skale dobivene BKK-om u ekvivalent debljine materijala poznate gustoće (aluminij, bakar, nikal, CsCl, CaCl₂, etanol, voda) (28). Debljina bilo kojega BKK-a zatim se može konvertirati u volumni postotak minerala (28). Programi za mjerenje RS-a s digitalizirane slike dostupni su na internet stranicama (28, 36).

Opisanom metodom moguće je odrediti relativnu gustoću kosti *in vivo* i *in vitro*.

Svrha rada bila je odrediti stupanj pogrješke i ponovljivost metode te procijeniti pouzdanost mjerenja relativne gustoće kosti metodom intraoralne mikrodenzitometrije na retroalveolarnim snimkama.

Ispitanici i postupci

U istraživanju je sudjelovalo 6 pacijenata pregledanih na Odjelu za oralnu kirurgiju Stomatološke

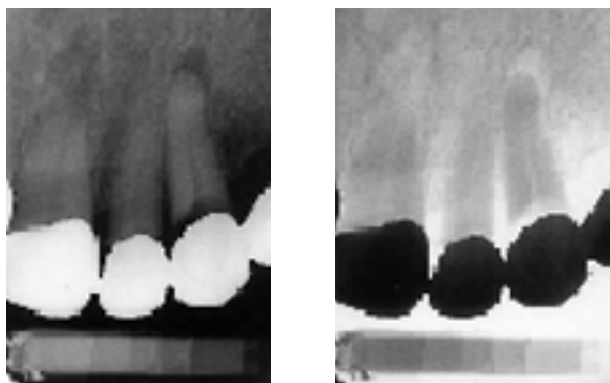
poliklinike, Perkovčeva 3, Zagreb. Svakom pacijentu napravljene su dvije rtg snimke, jedna iza druge (nastojalo se da položaj slike i pacijenta budu podjednaki uz jednaku duljinu zračenja i jednaku ekspoziciju).

Razlike u ekspoziciji, razvijanju filma, kakvoći filma i postupku digitalizacije kompenzirane su primjenom referentnoga BKK-a i preračunavanjem izračunanih OD-a s više različitih slika istoga pacijenta u različitom vremenskom razmaku.

Na svakom rtg filmu postavljen je BKK od 6 slojeva s početnim slojem od 0,05 mm, uvijek u istom položaju (na donjem dijelu slike, da ne pokriva tvrda koštana tkiva). Uvjeti snimanja i razvijanja filma bili su jednaki za sve pacijente. Sve rtg snimke digitalizirane su s pomoću transparentnoga skenera Linotype-Hell (8-bitna kontrast rezolucija, 300 DPI). Digitalizirane slike arhivirane su u Issa-programu za pohranjivanje slika te su obrađene s pomoću software programa Scion image, koji služi za denzitometrijska mjerenja.

Svaka je digitalizirana slika prije mjerenja pretvorena iz negativa u pozitiv (Slika 1). Digitalizirane slike prikazane su u pikselima (elementi slike s 256 razina sivog ($D_{i,j}$)), gdje svaki piksel ima svoju razinu sivila (od 0 - crno, do 255 - bijelo).

Na svakoj slici očitani su RS (grey level) svakog sloja BKK-a, a također je očitani NS ROI, tzv. "region of interest". U ovom istraživanju izabrano je 7 područja interesa (ROI-a), a kriterij u izboru bio je obuhvaćanje velikog raspona RS-a. Izabrana područja bila su: područje filma na kojem ne postoji sjena tvrdih zubnih tkiva, incizalni brid zuba, pod-



Slika 1. *Negativ i pozitiv digitalizirane slike*
Figure 1. *Real and inverted digitized image*

ručje krune zuba 5 mm od incizalnog brida, interradikularni prostor, apikalni dio korjena zuba, periapikalno područje kosti 5 mm od korjena, te koštana struktura na kojoj nema sjene zubnog tkiva.

S obzirom na činjenicu da nije moguće međusobno uspoređivati različite slike istoga pacijenta jednostavnim očitavanjem i usporedbom RS-a (nedovoljno precizna metoda), izračunane su OD svih očitanih RS-a na objema slikama s pomoću formule $OD = -\log I_1 / 255 (OD - OD, I_1 - \text{izmjereni intenzitet NS})$.

Da bi se dvije slike istoga pacijenta, slikane u različito vrijeme, mogle uspoređivati, vrijednosti izračunanih OD-a BKK-a na objema slikama morale bi biti podjedanke. Kako to nisu zbog različitih uvjeta snimanja, razvijanja i digitaliziranja slika potrebno je izračunane vrijednosti OD-a kalibracijskog BKK-a i izmjerenih točaka dodatno obraditi.

Budući da je debljina svakoga sloja BKK-a poznata, a njezine vrijednosti podjednake na svakoj slici, najjednostavnije je OD prikazati u ekvivalentima debljine BKK-a.

Zato su OD svakoga sloja BKK-a i njihova debljina (SWT) na svakoj slici postavljene u korelaciju s pomoću međusobnog odnosa OD-a i debljine svakoga sloja BKK-a, polinomom trećeg stupnja, dobivena je regresijska formula kojom su zatim izračunane vrijednosti ekvivalenta debljine bakrenoga BKK-a za ostale izmjerene točke na svakoj slici. Uspoređujući ekvivalente debljine BKK-a, na svakoj je slici, s pripadnom debljinom BKK-a, dobivena razlika među njima (SWT-EQ SWT) te je razlika preračunana u postotak (ERROR % SW).

Također su uspoređene razlike u vrijednostima ekvivalenta debljine BKK-a na ispitivanim točkama te su one prikazane postotkom (ERROR % ROI 1-2).

Rezultati

Rezultati istraživanja te procedura izračunavanja podataka s prve i druge slike jednog pacijenta prikazane su u Tablici 1, Tablici 2, Slici 2 i Slici 3.

Tablica 1 prikazuje izmjerene vrijednosti NS-a bakrenoga kalibracijskog klina i točaka u ROI, te njihove pripadne izračunane vrijednosti OD-a na

prvoj pacijentovoj slici. Odnos vrijednosti OD-a bakrenoga kalibracijskog BKK-a te stvarne vrijednosti debljine svakoga sloja toga BKK-a predstavlja regresijsku krivulju s pomoću koje je zatim dobivena formula za izračunavanje ekvivalenta debljine BKK-a i točaka u ROI (EQ SWT; EQ ROI, Slika 2). Na isti način, istom formulom, izračunane su vrijednosti ekvivalenata debljini BKK-a za sve točke u ROI-u na prvoj slici.

Od svake stvarne vrijednosti debljine slojeva BKK-a (SWT) oduzete su vrijednosti izračunanih

ekvivalenata za svaki sloj BKK-a (EQ SWT 1), a njihova razlika prikazana je postotkom (ERROR % SW 1).

Na isti način izračunane su vrijednosti ekvivalenata debljine BKK-a na drugoj slici istoga pacijenta (Tabela 2, Slika 3).

Usporedba stvarnih debljina svakoga sloja BKK-a (SWT) te dobivenih ekvivalenata toj debljini (EQ SWT 1, EQ SWT 2) na objema slikama istoga pacijenta pokazala je da razlika među njima ne postoji (ERROR % SW 1, ERROR SW 2 = 0).

Tablica 1. Izmjerene varijable na prvoj slici

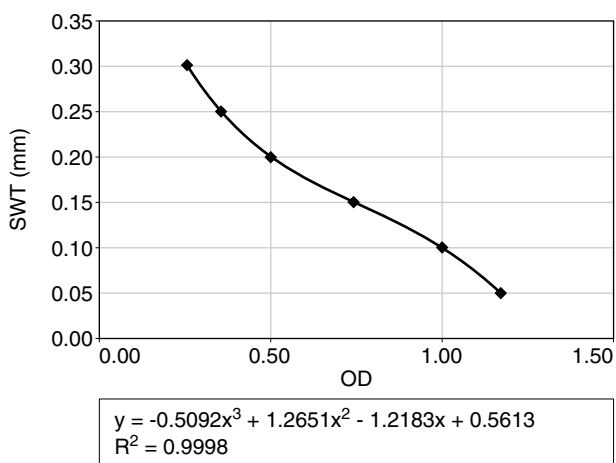
Table 1. Variables measured on the first digitized image

GL SW 1	OD SW 1	SWT	EQ SWT	SWT-EQ SWT	ERROR % SW 1
17	1.18	0.05	0.05	0.00	0
26	0.99	0.10	0.10	0.00	0
48	0.73	0.15	0.15	0.00	0
79	0.51	0.20	0.20	0.00	0
104	0.39	0.25	0.25	0.00	0
130	0.29	0.30	0.30	0.00	0
GL ROI 1	OD ROI 1		EQ ROI 1		
141	0.26		0.32		
15	1.23		0.03		
196	0.11		0.44		
241	0.02		0.53		
71	0.56		0.19		
70	0.56		0.19		
83	0.49		0.21		
58	0.64		0.17		
81	0.50		0.21		

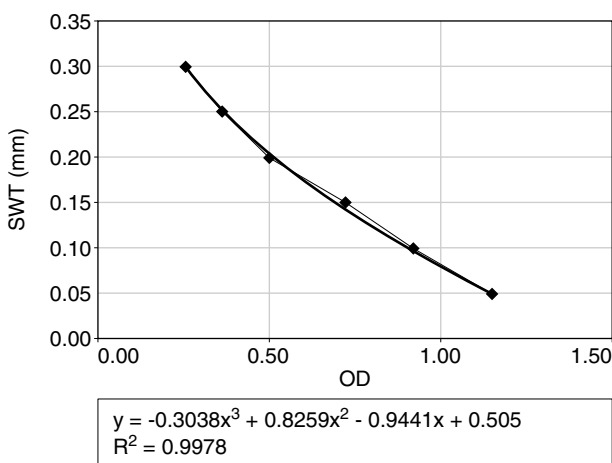
Tablica 2. Izmjerene varijable na drugoj slici istog pacijenta

Table 2. Variables measured on the first digitized image of the same patient

GL SW 2	OD SW 2	SWT	EQ SWT	SWT-EQ SWT	ERROR % SW 2
18	1.15	0.05	0.05	0.00	0
32	0.90	0.10	0.10	0.00	0
53	0.68	0.15	0.15	0.00	0
81	0.50	0.20	0.20	0.00	0
109	0.37	0.25	0.25	0.00	0
133	0.28	0.30	0.30	0.00	0
GL ROI 2	OD ROI 2		EQ ROI 2		ERROR % SW 1-2
148	0.24		0.32	0.00	0
15	1.23		0.03	0.00	0
202	0.10		0.42	-0.02	4.5
253	0.00		0.51	-0.02	3.7
68	0.57		0.18	-0.01	5.2
81	0.50		0.20	0.02	5.2
91	0.45		0.22	0.01	4.7
66	0.59		0.17	0.00	0
90	0.45		0.22	0.01	4.7



Slika 2. Odnos optičke gustoće bakrenoga kalibracijskoga klina i njegove stvarne debljine na prvoj slici
Figure 2. Relation between OD SW 1 and SWT



Slika 3. Odnos optičke gustoće bakrenoga kalibracijskoga klina i njegove stvarne debljine na drugoj slici
Figure 3. Relation between OD SW 2 and SWT

Međusobna usporedba ekvivalenata debljini BKK-a na točkama u ROI-u na prvoj i drugoj slici (EQ ROI 1, EQ ROI 2) istoga pacijenta pokazala je da razlika u vrijednostima između njih nije veća od 5,2%.

Na jednak su način izračunane vrijednosti ekvivalenata debljini BKK-a i točaka u ROI-u za ostalih 5 pacijenata. Rezultati su pokazali da razlika u stvarnim vrijednostima i ekvivalentima debljine BKK-a na objema slikama ne postoji (SWT 1 - EQW SWT 1 = 0, SWT 2 - EQ SWT 2 = 0), a razlika se je između ekvivalenata debljine BKK-a u točkama u ROI-u na prvoj i drugoj slici istog pacijenta kretala unutar 7%.

Rasprava

Bez uporabe kalibracijskog BKK-a kao referentne vrijednosti na slici vrlo je teško određivati koštanu gustoću vrlo sitnih koštanih struktura u gornjoj i donjoj čeljusti. Naročito velik problem čini usporedba dviju slika istoga pacijenta bez uporabe kalibracijskog BKK-a. Svrha je BKK-a kompenzirati razlike u slikama istoga pacijenta nastale tijekom slikanja, razvijanja filma te digitalizacije slika.

Velik se je broj autora služio Al, Cu ili Ni kalibracijskim BKK-ovima (1, 2, 22-29, 30-33). Najveći problem u uporabi alumunijevog BKK-a jest njegova debljina zbog koje nije moguće postaviti BKK izravno na film već su potrebni dodatni intraoralni držači. Opisana procedura dodatno komplicira tehniku snimanja i za stomatologa i za pacijenta.

S druge pak strane, Devlin (32, 33) je rabio NiBKK, sastavljen od 13 razina i postavljen na ortopantomograme. Opisani je BKK predug da bi se postavio na film a da se ne prekriju koštane strukture.

Iako je puno ispravnije konstruirati BKK s mnogo razina, u ovom se je istraživanju rabio BKK sa 6 razina. Svi RS-ovi mjereni na digitaliziranim slikama bili su unutar raspona RS-a najdebljeg i najtanjeg sloja BKK-a.

Prema nekim autorima, vrijednosti OD-a kalibracijskoga BKK-a i točaka iz ROI-a dodatno su korigirane oduzimanjem vrijednosti OD-a susjednih mekih tkiva (23-26, 32, 33).

U ovom istraživanju nismo se držali te procedure zbog točnog postavljanja BKK-a na film (u području gdje BKK nije bio prekriven mekim ili tvrdim tkivima).

Iako različite vrste sjena mekih tkiva koja prekrivaju BKK i točke u ROI-u mogu utjecati na konačne rezultate, pogreške su se u ovom istraživanju pojavile samo unutar 7%.

Jedan od vrlo velikih problema također jest i standardizacija položaja filma u pacijentovim ustima, što je neminovno uzrokom pogrešaka u očitavanju. Razlog je pogreškama također, u teškoćama kada se određuje podjednako mjesto očitavanja na objema digitaliziranim slikama.

Zbog toga su pogreške koje se mogu pronaći između točaka u ROI-u na objema slikama ponekad i veće od 7%, dok je ta razlika u kalibracijskim BKK-ovima na objema slikama mnogo manja, tj. u ovom istraživanju iznosila je 0% zbog zaokruživanja vrijednosti na dvije decimale. Da je ostavljeno 5 decimalnih mjesta, razlika bi bila neznatno veća od 0%.

S obzirom na to da konvencionalne vizualne tehnike raščlambe digitaliziranih slika nisu dovoljno precizne da bismo mogli otkriti sitne promjene u gustoći kosti, mikrodenzitometrija je vrlo jednostavna i jeftina metoda za rano otkrivanje koštanih promjena.

Opisanom metodom moguće je otkriti promjene u gubitku koštane mase, tj. razlike u OD-u od 7%, a promjene zabilježene unutar 7% smatraju se pogreškom u metodi.

Dodatno oduzimanje mekih tkiva trebalo bi poboljšati preciznost metode.

Zaključak

Istraživanjem je dokazano da je mikrodenzitometrijskom metodom moguće odrediti promjene koštano tkiva u gornjoj i donjoj čeljusti kada su one veće od 7%, a promjene unutar 7% smatraju se pogreškom zbog razlike u očitavanju točaka u ROI-u.

Literatura

1. LACHMAN E. Osteoporosis: The potentialities and limitations of its roentgenologic diagnosis. *Am J Roentgenol* 1955; 74: 712-6.
2. KRIBBS PJ, SMITH DE, CHESNUT III CH. Oral findings in osteoporosis. Part I: Measurement of mandibular bone density. *J Prosthet Dent* 1983; 50: 576-9.
3. SHIRAKI M, SHIRAKI Y, AOKI C, MIURA M. Vitamin K2 (menatetrenone) effectively prevents fractures and sustains lumbar bone mineral density in osteoporosis. *J Bone Miner Res* 2000; 15: 515-21.

4. MORGAN HM, SHAKESHAFT JT, LILICRAP SC. Gamma-ray scattering for mandibular bone density measurement. *Br J Radiol* 1999; 72: 1069-72.
5. FOUNTOS G, YASUMURA S, GLAROS D. The skeletal calcium/phosphorus ratio: a new *in vivo* method of determination. *Med Phys* 1997; 25: 1303-10.
6. AHL T, DALEN N, NILSSON H, DAHLBORN M. Trabecular patterns of the calcaneum as an index of osteoporosis. A comparison using gamma-absorptiometry. *Int Orthop* 1993; 17: 266-8.
7. PANDURIĆ J, DODIG D, KORŠIĆ M, KLARIĆ-JURKOVIĆ T. Comparison of mandibular and femoral bone density in totally and partially edentulous population. *Coll Antropol* 1996; 20: 371-6.
8. MILNER M, HARRISON RF, GILLIGAN E, KELLY A. Bone density changes during two years treatment with tibolone or conjugated estrogens and norgestrel, compared with untreated controls in postmenopausal women. *Menopause* 2000;7:327-33.
9. ONG FR, BOUAZZA-MAROUF K. Evaluation of bone strength: corelation between measurements of bone mineral density and drilling force. *Proc Inst Mech Eng* 2000; 214: 385-99.
10. VALKEMA R, PRPIC H, BLOKLAND JA, CAMPS JA, PAPAPOULOS SE, BIJVOET OL, PAUWELS EK. Dual photon absorptiometry for bone mineral measurements using a gamma camera. *Acta Radiol* 1994; 35: 45-52.
11. JONASSON G, KILIARIDIS S, GUNNARSSON R. Cervical thickness of the mandibular alveolar process and skeletal bone mineral density. *Acta Odontol Scand* 1999; 57: 155-61.
12. REUSZ GS, SZABO AJ, PETER F, KENESEI E, SALLAY P, LATTA K, SZABO A, SZABO A, TULASSAY T. Bone metabolism and mineral density following renal transplantation. *Arch Dis Child* 2000; 83: 146-51.
13. HANGARTNER TN, SKUGOR M. Comparison of absorptiometric evaluations from total-body and local-regional skeletal scans. *J Clin Densitom* 2000; 3: 215-25.
14. KLEMETTI E, VAINIO P. Effect of bone mineral density in skeleton and mandible on extraction of teeth and clinical alveolar height. *J Prosthet Dent* 1993; 69: 21-5.
15. KLEMETTI E, VAINIO P, LASSILA V, ALHAVA E. Cortical bone mineral density in the mandible and osteoporosis status in postmenopausal women. *Scand J Dent Res* 1993; 101: 219-23.
16. KLEMETTI E, KOLMAKOV S, KROGER H. Pantomography in assessment of the osteoporosis risk group. *Scand J Dnet Res* 1994; 102: 68-72.
17. KLEMETTI E, VAINIL P. Effect of maxillary edentulousness on mandibular residual ridges. *Scand J Dent Res* 1994; 102: 309-12.
18. KLEMETTI E, COLLIN H-L, FORSS H, MARKKANEN H, LASSILA V. Mineral status of skeleton and advanced periodontal disease. *J Clin Periodontol* 1994; 21: 184-8.
19. KRIBBS PJ, SMITH DE, CHESNUT III CH. Oral findings in osteoporosis. Part II: Relationship between residual ridge and alveolar bone resorption and generalized skeletal osteopenia. *J Prosthet Dent* 1983; 50: 719-24.
20. MACK P. Radiographic bone densitometry. Progress in development of methods in bone densitometry. *NASA* 1965; Sp-64, 31.
21. DUINKERKE ASH, Van De POEL ACM, Van Der LINDEN FPGM, DOESBURG, WH, LEMMENS WAJG. Evaluation of a technique for standardized periapical radiographs. *Oral Surg* 1977; 44: 646-51.
22. DUCKWORTH JE, JUDY PF, GOODSON JM, SOCRANSKY SS. A method for the geometric and densitometric standardization of intraoral radiographs. *J Periodontol* 1983; 54: 435-40.
23. KRIBBS PJ, CHESNUT III CH, OTT SM, KILCOYNE RF. Relationships between mandibular and skeletal bone in an osteoporotic population. *J Prosthet Dent* 1989; 62: 703-7.
24. KRIBBS PJ. Comparison of mandibular bone in normal and osteoporotic women. *J Prosthet Dent* 1990; 63: 218-22.
25. KRIBBS PJ. Two-year changes in mandibular bone mass in an osteoporotic population. *J Prosthet Dent* 1992; 67: 653-5.
26. KRIBBS PJ, CHESNUT III CH, OTT SM, KILCOYNE RF. Relationships between mandibular and skeletal bone in a populatio of normal women. *J Prosthet Dent* 1990; 63: 86-9.
27. TROUERBACH WT, STEEN WHA, ZWAMBORN AW, SCHOUTEN HJA. A study of the radiographic aluminium equivalent values of the mandible. *Oral Surg* 1984; 58: 610-6.
28. INABA D, TAKAGI O, ARENDS J. A computer-assisted videodensitometric method to visualize mineral distributions *in vitro* and *in vivo* formed rooth caries lesions. *Eur J Oral Sci* 1997; 105: 74-80.
29. LANDINI G. Videodensitometrical study of the alveolar bone crest in periodontal disease. *J Periodontol* 1991; 62: 528-34.
30. YOSHIOKA T, KOBAYASHI C, SUDA H, SASAKI T. Quantitative subtraction with direct digital dental radiography. *Dentomaxillofac Radiol* 1997; 26: 286-94.
31. FUJITA H, DOI K, GIGEN ML, CHAN HP. Investigation of basic imaging properties in digital radiography. 5. Characteristic cures of II-TV digital systems. *Med Phys* 1986; 13: 13-8.
32. DEVLIN H, HORNER K. Measurement of mandibular bone mineral content using the dental panoramic tomogram. *J Dent* 1991; 19: 116-20.
33. HORNER K, DEVLIN H. Clinical bone densitometric study of mandibular atrophy using dental panoramic tomography. *J Dent* 1992; 20: 33-7.
34. KLEMETTI E, VAINIO P, LASSILA V, ALHAVA E. Trabecular bone mineral density of mandible and alveolar height in postmenopausal women. *Scand J Dent Res* 1993; 101: 166-70.
35. JEAN A, EPELBOIN Y, RIMSKY A, SOYER A, OUHAAYOUN JP. Digital image ratio: a new radiographic method for quantifying changes in alveolar bone. Part 1: theory and methodology. *J Periodont Res* 1996; 31: 161-7.
36. SHROUT MK, FARLEY BA, PATT SM, POTTER BJ et al. The effect of region of interest variations on morphologic operations dana and gray-level values extracted from digitized dental radiographs. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 1999; 88: 636-9.