



구리당량영상작성에 의한 골밀도계측방법

조선대학교 치과대학 구강악안면방사선학교실

교수 김 재 덕

서론

방사선사진상에서 병변의 치유 또는 악화에 대한 판정은 관찰자의 육안적평가에 의존되므로 정성적이며 주관적인 것이었다. 관찰자에 의한 판정의 변동을 제거하고 방사선학적으로 치근단 병소부 골조직의 변화를 정량적으로 분석하기 위해 광학농도측정계가 사용된 보고²가 있었으나 정량적 분석의 감도가 낮았다.³ 최근 치과방사선학 분야에 컴퓨터와 스캐너를 이용한 디지털방사선촬영술⁴⁻¹³이 도입됨으로서 미세한 골변화를 평가하여 얻어지는 진단의 정확도가 증가되었다.

사진농도 해석시 사진촬영조건과 현상조건에 따라 그 농도는 변동을 나타내므로 각 사진은 동등하게 비교될 수 없었다. 이러한 사진농도의 변동은 필름에 참조체를 부착하고 동시에 촬영함으로써 참조체농도를 기준으로 하여 모든영상들을 참조체당량치로 변환시켜 당량치를 정량적인 진단정보로 비교취급함으로써 골조직의 변화를 평가할 수 있게 되었다. 이는 과거 스텝웨지를 이용한 광학농도측정계와 같은 원리에 기초하고 있으며 석고스텝웨이¹⁴, 알미늄스텝웨이¹⁵⁻²¹ 그리고 구리스텝웨이^{22,23} 등이 참조체로서 이용되었다.

최근 고해상도의 스캐너를 입력계로 하고 다기능영상분석 프로그램인 NIH image를 이용한 디지털

영상시스템과 참조체로 구리스텝웨지를 채택한 구리당량영상처리법이 보편화되었다.²² 이 방법은 골변화의 평가를 다루는 많은 연구에 응용될 수 있다고 생각되어 여기에 구체적으로 서술하였다.

골밀도 측정방법

골조직의 정량평가에 이용하고자 고해상도의 자동 슬라이드스캐너를 입력계로 하고 다기능영상분석 프로그램인 NIH image를 이용한 디지털영상시스템과 참조체로 구내적용이 용이하도록 얇은 구리로 제작된 구리스텝웨지를 이용한 구리당량영상제작에 의한 골밀도 측정방법을 단계적으로 서술하고자 한다

1. 구리스텝웨지의 준비

그림 1과 같이 구리스텝웨이(b)를 준비한다. 구리스텝웨지는 두께 0.03mm로 부터 0.03mm씩 증가시켜 0.27mm까지 9 단계가 되도록 제작한다. 이 참조체를 이용해서 얻은 골밀도는 구리의 두께로서 mmCu당량(구리당량)이라고 하는 단위로 표시하게 된다.

2. 방사선 사진촬영 과 컴퓨터에 입력하기

촬영규격화를 위해 수지를 이용하여 개인별 교합

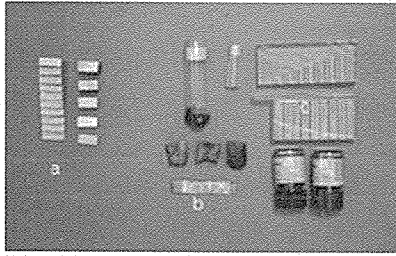


그림 1 스텝웨지와 치아회분

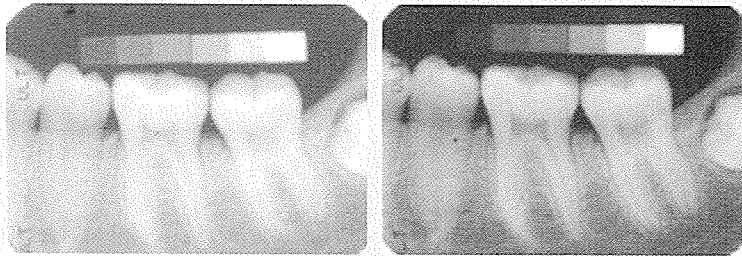


그림 2 각각 촬영조건이 다른 사진

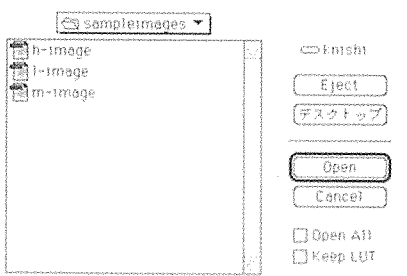


그림 3 (open)시 대화창

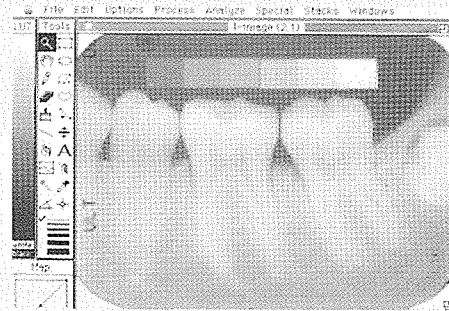


그림 4 영상, 상단의 메뉴 그리고 좌측 아이콘모음

블럭을 제작한다.

참조체인 구리스텝웨지를 필름의 상방 교합면쪽에 치아와 중첩되지 않도록 부착시켜 촬영한다. 촬영된 방사선사진은 컴퓨터에 연결시킨 Quick Scanner(Minolta, Japan)를 이용하여 입력되었으나 입력을 위하여는 각자의 스캐너로 읽어 들일 수 있으며 단 Adobe photoshop이라는 프로그램을 이용하여 읽어들이어 TIFF형식으로 저장한다. 이렇게 TIFF형식으로 저장함으로써 영상분석프로그램인 NIH Image, Scion Image 또는 Adobe photoshop에서 모두 분석이 가능하다. 그림 2는 구내 촬영법으로 얻어진 건조 하악골의 구치부 방사선사진으로 각각 촬영조건을 달리하여 촬영된 2매의 방사선 사진상을 보여 주고 있다.

3. 구리당량영상작성 및 골밀도 측정방법

2매의 방사선 사진상에 대한 구리당량영상을 먼저 작성하기 위해 매킨토시 컴퓨터에서 이용이 가능한 NIH Image프로그램을 이용하는 방법을 상술

하기로 한다.

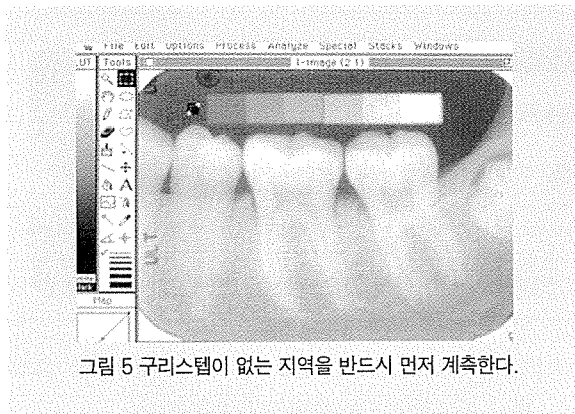
i. NIH Image프로그램으로 영상 데이터를 읽어 들이기

스캐너로 방사선사진을 스캔하여 컴퓨터에 저장된 영상파일(TIFF)을 NIH Image프로그램에 불러들여 작업을 하는 과정이다.

우선 NIH Image프로그램을 가동시킨 다음 [File] 메뉴에서 [open]을 선택한다. 그림 3과 같이 대화창이 열리면 방사선사진 화일(TIFF)이 저장되어 있는 폴더를 연다. 먼저 저농도 영상의 해석을 행하기 위해 1-image를 선택하고 [open]을 누른다. 영상 데이터가 읽어져 그림 4와 같이 나타난다.

ii. 영상의 크기조절

분석에 임해서는 영상을 분석하기 쉬운 크기로 확대 또는 축소하는 편이 효율적이다. 이를 위해 그림 4 영상의 우측상단의 □표시를 누른다. 이때 영상의 크기가 변하여 우측하단에 □표시가 나타



난다. 마우스를 이곳에 대고 누른 다음 끌거나 밀어서 필요한 크기로 조절한다.

iii. 계 측

계측은 설정하려는 관심영역(ROI : Region of Interest)의 형태에 따라 아이콘모음에서 사각형, 원형 또는 하트형 점선 아이콘중 하나의 아이콘을 선택하여 계측하려는 부위에서 관심영역의 크기를 설정하고 그 영역내의 평균 픽셀치를 계측하는 작업을 말한다. 이때 계측하지 않으면 안 되는 곳은 배경부 즉 참조체 두께 0 mm의 부분을 반드시 포함시키고(그림 5) 구리스텝웨지의 각 단계의 평균 픽셀치를 측정해야한다. 이를 행하기 위해 각각의 부위에 관심영역을 설정하고 그 내부의 평균치를 산출하는 과정을 살펴보기로 하자.

관심영역의 설정은 좌측 도구모음에서 장방형의 점선 아이콘을 선택한 다음, 마우스로 필요한 영역에서 한 점을 선택하여 누른 상태로 비스듬히 끌어당기면 장방형의 모습이 나타나고 적절한 크기에서 마우스를 놓음으로 설정이 결정된다.

관심영역의 크기는 계측대상의 크기를 고려하여 결정하되 관심영역이 너무 작으면 계측치가 통계학적으로 변동의 영향을 크게 받으므로 가능한 한 크게 하되 변연부는 때때로 변연소진현상 또는 mach band효과가 있으므로 목적부위의 변연부는 포함시키지 않는 것이 좋다.

관심영역을 설정했으면 그림 6과 같이

[Analyze] 메뉴의 [Measure]를 선택함으로써 평균픽셀치를 측정하게된다. 그러면 그림 7과 같이 [Info윈도우]에 계측결과가 표시되는데 그 안에서 평균치(Mean)의 값을 읽어 평균픽셀치를 기록하거나 [Analyze] 메뉴의 [Show Result]를 선택해서(그림 6) 그 안에서 계측된 모든 평균픽셀치가 순서대로 기록되어 있는 것을 확인할 수도 있다.

계속해서 동일크기의 관심영역으로 다음 계측하려는 부위에서 계측하려면 결정된 장방형의 가운데 부위를 마우스로 누르고 끌면 크기의 변화없이 그 위치의 이동이 가능하다. 이와 같이 마우스로 또 다른 관심영역을 지정해 그림 8과 같이 다음의 계측위치에 관심영역을 이동해서 그 평균 픽셀치를 구한다. 이와 같은 수순으로 필요한 영역 모두의 평균 픽셀치를 계산해 낸다. 그림 9은 모든 계측 관심영역의 설정위치를 표시하고 있다.

iv. 그래프 작성 및 근사 다항식 얻기(구리당량변환식 및 구리당량영상)

평균 픽셀치의 계측이 끝났으면 이들 픽셀치와 참조체의 두께(구리 두께)와의 관계식(구리당량변환관계식)을 만든다. 이 관계식으로 부터 측정부위의 골밀도를 서로 비교 가능한 구리당량치로 구할 수 있게 된다. 이러한 구리당량치를 측정할 수 있는 관계식을 작성하기 위해 NIH image 프로그램 이용법과 Excel 프로그램 이용법을 모두 설명하겠다.

NIH image 프로그램 이용법

[Analyze] 메뉴의 [Show Result]를 선택하여 그 안에서 계측된 모든 픽셀치가 순서대로 기록된 것이 확인되면 [Analyze]메뉴에서 [Calibrate]를 선택한다(그림 6). 그러면 도표가 나타나며 이미 측정된 픽셀치가 좌변에 배열되어 나타난다. 이때 우측빈칸에 이미 알고 있는 구리두께를 차례대로 대응하여 입력한다. 그런 다음 우측에 열거되어 있는 다항식 계산 종류 중 하나를 선택(보통 3차 다항식)해서 클릭하면 그래프가 나타나고 함께 근사 다항식과 결정계수가 자동적으로 얻어진다. 이 식

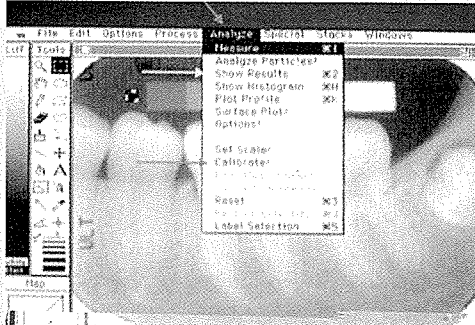


그림 6 메뉴중에 [Measure], [Show Result], [Calibrate]가 보인다

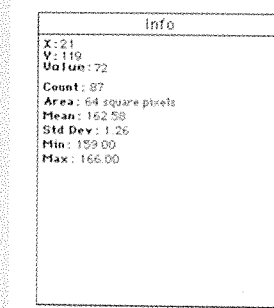


그림 7 측정결과

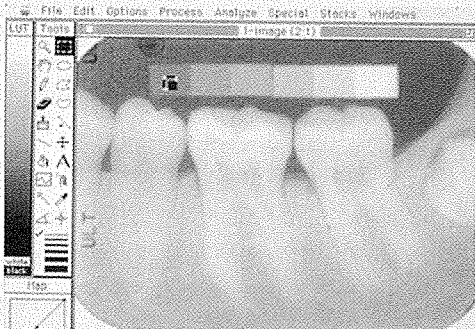


그림 8 첫 구리스텝부의 관심영역

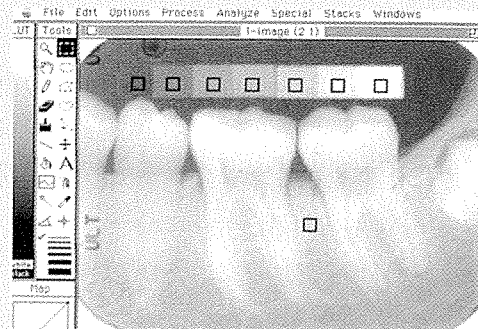


그림 9 각 구리스텝부위의 관심영역

이 구리당량변환관계식이며 이때부터의 영상은 얻어진 변환관계식에 의해 자동으로 변환된 구리당량 영상이 되어 있다. 따라서 골밀도를 측정하고자 하는 부위에서 골밀도를 측정하기 위해 관심영역을 설정해 [Analyze]메뉴에서 [Measure]를 선택하여 계측을 실행시키면 평균픽셀값 대신 관심영역의 평균구리당량의 값으로 계측되어 [Info윈도우]에서 나타나는 값이 구리당량두께(mmCu)로 나타남을 확인할 수 있다. 즉 구리등가치로 표현된 관심영역의 골밀도가 얻어진 것이다.

이때 주의해야할 점은 각 필름마다 NIH image 프로그램을 재시동시켜 새로운 변환식이 적용되어야 한다는 점을 간과해서는 안된다.

Excel 프로그램 이용법

우선 Excel에서 그림10의 상부와 같이 계측결과를 표시해 정리한다. 다음 [삽입]메뉴를 누른 다음

[차트]를 선택하여 분산형 [점 그래프]를 선택함에 의해 그림10의 하부와 같이 점 그래프를 작성한다. 그리고 그래프상의 데이터를 나타내는 점중 하나를 선택해 마우스를 누르면 색이 변한다. 이때 다시 마우스로 커서를 그 점위에 놓고 마우스의 오른쪽 버튼을 누르고 메뉴가 나오면 [추세선추가]를 선택하여 [몇차항식]을 결정하고 옵션에서 [수식 및 r2 값표시]를 선택, 확인하면 그림11과 같이 근사식과 결정계수가 그래프상에 나타난다. 그 근사식에 의해 계측된 평균픽셀치의 구리당량치로의 연산이 가능하다. 통상 이 같은 실험결과를 그래프화 할 때에는 횡축에 구리두께, 종축에 평균 픽셀치로 한다.

v. 구리당량치에서 골밀도로의 전환

정밀하게 일련의 무게와 부피가 결정되어 시판되는 골판톰 또는 하이드록시아파타이트판톰(그림 1-c)을 이용하여 구리스텝웨이와 함께 구내방사선사

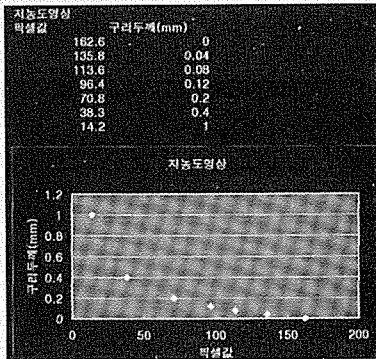


그림 10 분산형 점 그래프

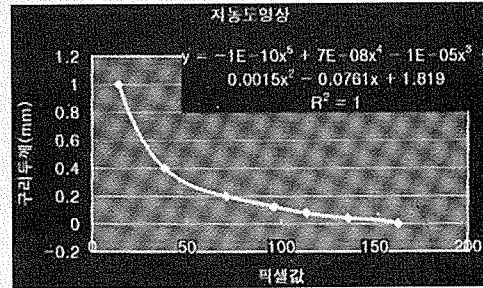


그림 11 추세선 추가 실행결과

진으로 촬영한 다음 지금까지 시행한 방법을 그대로 반복 시행하면 역시 구리두께와 하이드록시아파타이트의 밀도간의 관계식을 구할 수 있어 이 관계식을 이용한 연산을 통해 골밀도를 구할 수 있다.

고찰

골밀도의 측정에 있어서는 참조체의 재질로서 알루미늄이 골과 상당히 닮은 성질을 나타내어 많이 사용¹⁵되었으나 인간의 골을 측정대상으로 할 때에는 두꺼운 알루미늄스텝웨지가 필요하게 되므로 취급이 어렵다. 그러한 경우는 구리가 이용²²되었으며 참조체의 형상으로는 계단형의 것이 주로 이용되었다.

영상분석체계를 임상적으로 골조직 정량적평가에 적용함에 앞서 촬영시 사용된 구리스텝웨지의 적용방법, 선질 및 선량의 변화에 따라 나타날 수 있는 구리당량화상으로의 변환관계식의 변동 그리고 그에 의존된 구리당량치 측정치의 변화를 검토할 필요가 있다. 구리스텝웨지의 경우는 변동계수보다는 결정계수 의존적임을 나타내었으며 육안적으로 지나치게 필름흑화도가 높은 경우는 당량영상에서도 측정이 유효하지 못하였다. 따라서 육안적으로 적절한 필름이 평가에 사용되어야 한다.

색상강화를 통해 밀도분포를 검토하여 관심영역을 정하고 필름 취급시 발생된 얼룩이 있는 부위도

측정에서 제외시킴으로서 정밀도를 높일 수 있고 필름흑화도의 정도가 일정형태의 곡선에서 크게 벗어나는 두텁거나 너무 얇은 구리단계는 측정에서 제외시킬 필요가 있다고 생각되었다.

골밀도측정방법은 참조체의 각 두께와 픽셀치의 관계를 결정짓고 골밀도를 구하려는 부위의 픽셀치를 참조체의 두께에 대응시키는 것이다. 이를 위해 관심영역내의 평균 픽셀치 측정, 구리당량 변환관계식의 작성 및 그 결정계수를 구하는 등 영상분석에 사용되는 소프트웨어(프로그램)는 사용되는 컴퓨터에 따라 다르다.

컴퓨터가 매킨토시인 경우에는 NIH image프로그램이 이용되고 NIH image에서는 참조체 두께와 픽셀치의 관계식을 높은 상관관계를 갖도록 직접계산하는 기능이 있으며 계산이 된 즉시 영상은 구리당량영상으로 전환되어 측정하려는 관심영역내의 평균픽셀치는 구리등가치(구리당량)로 측정되는 간편함이 있다.

IBM에서 가동되는 Scion image 프로그램은 NIH image 프로그램을 IBM에서 가동되도록 만든 프로그램이나 영상의 크기조절이 다소 불편하다. 참고로 NIH image는 <http://rsb.info.nih.gov/nih-image/download.html> 에서 Scion image 프로그램은 <http://www.scioncorp.com> 에서 무료로 다운받아 사용할 수 있다. 여기서는 NIH Image를 사용하였다.

참 고 문 헌

1. Jeffcoat MK. Radiographic methods for the detection of progressive alveolar bone loss. *J Periodont Res* 1992;63:367-372.
2. Duinkerke ASH, Van De Poel ACM, Doesburg WH, Lemmens WAJG. Densitometric analysis of experimentally produced periapical radiolucencies. *Oral Surg* 1977;43:782-797.
3. Ruttimann UE, Webber RL. Volumetry of localized bone lesions by subtraction radiography. *J Periodont Res* 1987;22:215-215.
4. Bragger U. Digital imaging in periodontal radiography. A review. *J Clin Periodontol* 1988;15:551-557.
5. Bragger D, Pasquali L, Rylander H, Carnes D, Kornman KS. Computer assisted densitometric image analysis in periodontal radiography. A methodological study. *J Clin Periodontol* 1988;15:27-37.
6. Christagu M, Wenzel A, Hiller K-A, Schmalz G. Quantitative digital subtraction radiography for assessment of bone density changes following periodontal guided tissue regeneration. *Dentomaxillofac Radiol* 1996;25:25-33.
7. Grondahl HG, Grondahl K, Webber RL. A digital subtraction technique for dental radiography. *Oral Surg* 1988;55:96-102.
8. Grondahl K, Grondahl HG, Webber RL. Influence of variations in projection geometry on the detectability of periodontal bone loss; A comparison between subtraction radiography and conventional radiographic technique. *J Clin Periodontol* 1984;11:411-420.
9. Hildebolt CF, Vanier MW, Pilgram TK, Shrout MK. Quantitative evaluation of digital dental radiograph imaging systems. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1990;70:661-668.
10. Hildebolt CF, Vannier MW, Gravier MJ, Shrout MK, Knapp RH, Walkup RK. Technical Report Digital dental image processing of alveolar bone: Macintosh II personal computer software. *Dentomaxillofac Radiol* 1992;21:162-169.
11. Nagamine N, Tani K, Hara Y, Akamine A, Maeda K, Kauda H, Furukawa T, Hashiguchi I, Cheng YJ, Toyofuku F, Aono M. Radiographic Quantitative Analysis of Bone Repair on Chronic Apical Periodontitis. *日本歯科保存學雜誌* 1986;28:232-242.
12. Nummikoski PV, Martinez TS, Matteson SR, McDavid WD, Dove SB. Digital subtraction radiography in artificial recurrent caries detection. *Dentomaxillofac Radiol* 1992;21:59-64.
13. Ohki M, Okano T, Yamada N. A contrast-correction method for digital subtraction radiography. *J Periodont Res* 1988;23:277-280.
14. Noda K. A study on the quantitative observation of the roentgenogram of the periapical lesions. *口病誌* 1977;44:96-112.
15. 岩下洋一朗, 森田康彦, 野井倉武憲. 口内法X線寫眞のAI當量畫像. *齒放* 1989;29:289-294.
16. Ortman LF, Dunford R, McHenry K, Hausmann E. Subtraction radiography and computer assisted densitometric analyses of standardized radiographs, A comparison study with 125I absorptiometry. *J Periodont Res* 1985;20:644-651.
17. Strid KG, Kalebo P. Bone mass determination from microradiographs by computer-assisted videodensitometry I. Methodology. *Acta Radiol* 1988;29:465-472.
18. Sun H, Ohki M, Yamada N. Quantitative evaluation of bone repair of periapical lesions using digital subtraction radiography. Part 2: Clinical Application. *Oral Radiol* 1991;7:35-46.
19. Vos MH, Janssen PTM, van Aken J, Heethaar RM. Quantitative measurement of periodontal bone changes by digital subtraction. *J Periodont Res* 1986;21:583-591.
20. Webber RL, Ruttimann UE, Heaven TJ. Calibration errors in digital subtraction radiography. *J Periodont Res* 1990;25:268-275.
21. Webber RL, Ruttimann UE, Grondahl H-G. X-ray image subtraction as a bias for assessment of periodontal changes. *J Periodont Res* 1982;17:509-11.
22. 김재덕, 김영진. 시간경과에 따른 골변화의 영상 분석에 관한 연구. *대한구강악안면방사선학회지* 1997;27:521-34.
23. 米良豊常. デジタルサブトラクション法による齒槽骨變化の評価. *日齒周誌* 1989;31:129-146.