

손톱하부면 조상(nail bed) 패턴의 콘포칼 광 스케닝 방법을 이용한 추출과 개인인증

김태근[†] · 김용우

세종대학교 광공학과

Ⓣ 143-747 서울시 광진구 군자동 98

김해일

(주) 미래시스

Ⓣ 135-080 서울 강남구 역삼동 798-20 휘강빌딩 2F

(2002년 1월 24일 받음, 2002년 3월 28일 수정본 받음)

흔탁매질인 손톱의 하부면에는 개인별로 상이한 융선과 골 구조의 패턴인 조상(爪床, nail bed)이 있다. 이중 융선에는 혈액이 흐르는 모세혈관 고리(capillary loop)가 밀집되어 있고 융선과 융선은 모세혈관 고리가 밀집되어 있지 않은 골로 구분되어 있다. 670 nm 파장의 레이저 빛은 피부의 진피(dermis)에서 산란특성을 가지며 혈액에는 강하게 흡수된다. 손톱하부면 조상(nail bed)의 이와 같은 생체-광학적 특성에 착안하여 흔탁매질인 손톱하부면에 위치하는 조상(nail bed) 패턴을 얻어내는 콘포칼 광 스케닝(confocal optical scanning) 구조를 특징으로 하는 광학계를 제안한다. 그리고 이를 이용하여 개인별로 상이한 조상(nail bed) 패턴을 추출해 조상(nail bed) 패턴간의 correlation를 구해 비교함으로써 개인을 구별해내는 개인인증 기법을 제안한다.

주제어 : Biometric identification, Nail bed, Tissue optics, Confocal optical scanning system.

I. 서 론

사회구조가 다양해지고 전문화됨에 따라 사회 구성원의 책임과 역할도 점점 세분화되고 있다. 이에 따라 구성원별로 별도의 관리와 보안(등급 및 역할에 따른 통제구역, 문서 및 자료 접근)을 위한 장치가 요구되고 있으며, 특히 신용사회의 확산과 통신 및 인터넷의 발달로 개인을 인증하기 위한 각종 장치가 마련되고 있다. 이들은 주로 특정구역에 대한 출입통제, 정보접근을 위한 암호 키 및 금융거래를 위한 개인인증 분야에 적용되고 있다.^[1-4] 현재 사용되고 있는 보안 및 개인 인증 장치는 마그네틱 카드를 사용하는 카드 키 시스템과 RF신호를 이용한 카드 키가 주종을 이루고 있다. 자체 정보저장능력을 지니고 있는 스마트 카드를 이용한 보안 시스템은 분실 혹은 고의적 양도에 의한 부정사용을 방지하기가 어려운 실정이다. 또한, 인터넷 및 정보시스템 사용시 개인별로 수많은 암호와 사용자명을 기억해야 하는 불편이 있고 이 또한 분실에 의한 부정 사용시 적발할 방법이 없다. 이에 따라, 사용상의 불편함 해소와 보안 수준의 향상을 위해 바이오메트릭(Biometric)을 이용한 개인인증 및 식별시스템에 대한 요구와 개발이 증가하고 있다. 생체특성을 이용한 개인 인증의 시도는 오랜 역사를 가지고 있으며, 보안 시스템의 근간을 이루는 개인 인증 기술을 활용하여 컴퓨터의 사용제한, 전자상거래의 신분확인, 네트워크 보안, 지능형 빌딩 및 주요 시설의 관리 등

종합적인 보안시스템으로 발전되어가고 있다.

그러나 기존의 생체인증 시스템은 기술적 난제와 사용자 편의성 문제 등으로 많이 활용되고 있지 못하다. 지문인식기의 경우, 공사장 인부들의 지문같이 상태가 좋지 못하거나 긴장 등으로 인해 손에 땀이 날 때 개인 식별에 문제가 생길 수 있다. 더욱이 지문을 입력하는 스캐너에 지문의 형태가 남기 때문에 청소를 수시로 해야 하는 불편함이 있다.^[5] 또 눈의 홍채나 망막의 혈관을 이용하는 시스템의 경우 사용자가 눈을 카메라에 피사 시켜야 하므로 불편함을 느끼는 사람이 많다.^[4] 기본적으로 개인의 모든 특정 부위는 개인별로 동일한 경우가 없어 인증대상으로 사용이 가능하나, 일정 부위를 일정하게 인증용 데이터로서 채취하는 것이 관건이다. 손톱 하부면에 위치하는 조상(爪床, nail bed)의 패턴을 추출하여 개인인증을 위해 사용하자는 개념은 Topping에 의해서 처음 제안되었다.^[5]

의료 및 생체 영상 분야에 있어 가장 도전적인 과제 중 하나는 흔탁 매질 속 또는 뒤에 위치한 물체의 영상을 얻어내는 것이다.^[6-9] 근래에 들어 레이저를 위시한 광 기술의 발달로 광학방법을 이용하여 흔탁매질인 생체조직 속에 위치하는 물체의 영상을 얻어내는 소위 Optical Tomography라 불리는 기술이 대두되었으며 그의 응용영역을 넓혀나가고 있다.^[6-9] 뿐만 아니라 의료 및 생체 분야의 발달과 그에 따른 요구로 레이저 빛과 혈액을 위시한 다양한 생체 조직사이의 상호작용에 대한 연구도 활발히 이루어지고 있다.^[10,11] 이에 본 논문에서는 흔탁 매질인 손톱 하부면에 위치하고 있는 조상(nail bed)의 생체-광학적 특성을 이용하여 조상(nail bed)의 패턴을 추출하는

[†]E-mail: takim@sejong.ac.kr

콘포칼 광 스케닝 구조의 광학계를 제안한다. 이를 이용하여 우리는 개인별로 서로 상이한 조상(nail bed)의 패턴을 추출하고 이를 correlation 방법으로 비교해 개인을 구별해내는 개인 인증 기법을 제안한다. 첫째 절에서는 손톱하부면에 위치하는 조상(nail bed)의 해부학적 구조에 대해서 논하고 둘째 절에서는 생체조직(biological tissue)과 혈액(human blood)의 광학적 특성에 대해서 논한다. 셋째 절에서는 조상(nail bed) 패턴을 추출하기 위한 콘포칼 구조의 광 스케닝 시스템을 제안한다. 넷째 절에서는 추출된 조상(nail bed) 패턴의 correlation을 구하여 개인인증을 하는 방법에 대해서 논한다. 마지막으로 다섯째 절에서는 제안한 광학계를 이용하여 살아있는 손톱을 스케닝하여 실험적으로 조상(nail bed) 패턴을 추출하고 그를 이용하여 개인인증을 할 수 있음을 보인다.

1.1 손톱하부면의 조상(爪床, nail bed) 구조

그림 1은 손톱 하부면에 위치한 조상(nail bed)이 원천적으로 진피층과 조판사이에 수평 구조로 이루어져 있음을 보여준다. 손톱이 빠진 사람을 보면 조상(nail bed)에 여러 개의 가는 푸른 선을 볼 수 있는데, 이것은 조상(nail bed) 내부 혈관의 파열에 의한 혈액이다. 상기 조상(nail bed)의 패턴은 불규칙한간격의 융선과 골로 구성된 선으로 이루어져 있으며 융선에는 모세혈관 고리(capillary loops)가 모여 있다.^[12] 불규칙한 간격의 융선과 골로 구성된 선은 개인별로 상이하다. 또한 670 nm 파장의 레이저 빛은 혈액(human blood)에는 강하게 흡수되고 피부의 진피(dermis)에 대해서는 산란되어 모세혈관이 모여 있는 융선 과 그렇지 않은 골은 670 nm 파장의 레

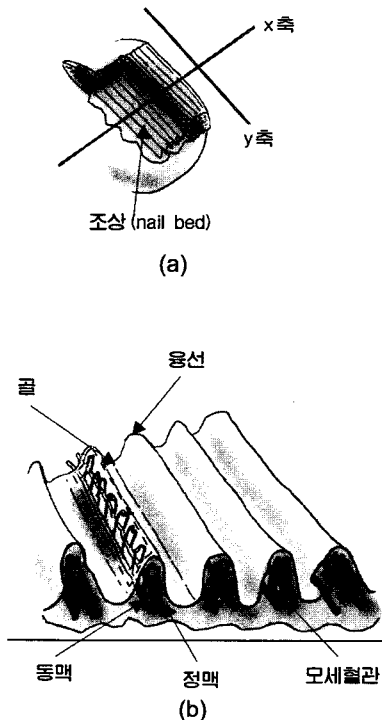


그림 1. (a) 손톱 절개시 손톱하부면에 위치한 조상(nail bed)의 구조, (b) 조상(nail bed)의 구조.

이저 빛에 대해 상이한 반사율을 갖는다. 손톱 하부면 조상(nail bed)의 해부학적 구조의 특성에 따른 융선과 골의 레이저에 대한 상이한 반사율을 이용하여 조상(nail bed) 패턴을 추출한다.

II. 생체조직(biological tissues)과 혈액(human blood)의 광학적 특성

본 논문에서 제안하는 조상(nail bed) 신호 추출 방법은 670 nm 파장의 레이저 빛에 대한 혈액의 강한 흡수(absorption)와 피부의 진피(dermis)에서 산란(scattering)에 의한 반사율 차이를 이용하여 조상(nail bed)을 얻는다. 본 절에서는 진피(dermis)에서 빛의 산란 특성과 혈액에서의 빛의 흡수에 대해서 논한다.

2.1 생체조직에서의 빛의 전송(light transport in biological tissues)

평행 광(collimated light)이 굴절지수(refractive index)가 1보다 큰 ($n > 1$) 평판 혼탁매질에 수직으로 입사하는 경우를 생각해 보자. 우선 공기와 혼탁매질의 경계면에서 굴절지수 불일치에 따라 fresnel 반사가 일어난다. 굴절지수가 1.5인 ($n=1.5$) 혼탁매질인 경우 입사된 빛의 4%는 반사되고 96%가 혼탁매질 속으로 입사된다. 혼탁매질인 생체조직으로 투입된 빛은 흡수와 산란에 의해서 감쇄된다. 혼탁매질 속에서 빛의 산란은 위상함수(phase function)에 의해서 기술된다.

혼탁매질인 생체조직에서 산란을 기술하는 위상함수, $p(s, s')$ 는 albedo와 s 방향으로 입사한 빛의 s' 방향으로 산란될 확률 밀도 함수(probability density function)의 곱으로 나타내어진다.^[11] 생체 조직에 산란체가 무작위로 위치한다면 위상함수는 s 방향과 s' 방향의 사이각, θ 에 의해서만 아래와 같이 나타내어진다.^[11]

$$p(s, s') = p(\theta) \tag{1}$$

생체조직의 위상함수에 대한 다양한 이론적 모델이 있으며 그중 Henyey-Greenstein 위상함수가 생체조직의 위상함수에 대한 좋은 근사를 보여준다. Henyey-Greenstein 위상 함수는 다음과 같다.^[11]

$$p(\theta) = \left(\frac{\sigma_s}{\sigma_s + \sigma_a} \right) \frac{(1 - g^2)}{(1 + g^2 - 2g \cos \theta)^{3/2}} \tag{2}$$

위에서 σ_a , σ_s 는 각각 흡수와 산란 계수를 나타내며 g 는 산란의 등방성을 나타내는 비등방 인자 (anisotropy factor) 이다. 손톱 하부면에 존재하는 생체조직은 피부의 진피(dermis)에 대응하며 633 nm 파장의 레이저 빛에 대한 흡수계수, 산란계수, 비등방 인자는 각각 $\sigma_a = 2.7 \text{ cm}^{-1}$, $\sigma_s = 187 \text{ cm}^{-1}$, $g = 0.81$ 로 보고 되고 있다.^[10] 그림 2는 진피(dermis)의 위상함수 분포를 나타낸다. 그림 2에서 우리는 진피에서 주된 산란은 진행방향으로 이루어지고 입사된 빛의 1.24%가 뒤로 산란(back scattering)됨을 알 수 있다. 본 연구에서는 혈액에서 강한 흡수율을 보이는 670 nm 파장의 레이저를 광원으로 사용하였다.

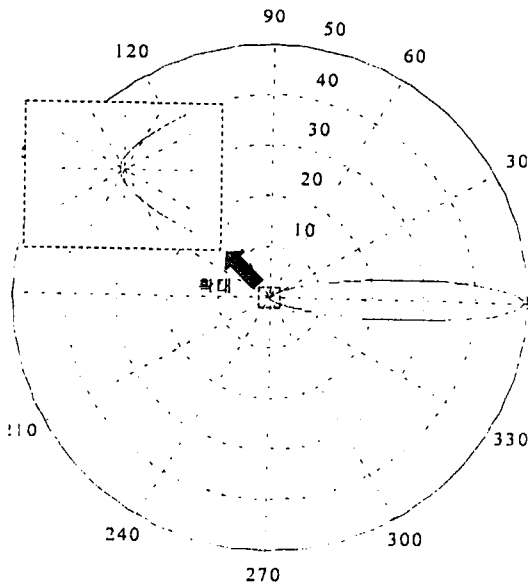


그림 2. Phase function of human dermis when laser light with $\lambda = 633 \text{ nm}$ propagates.

생체조직에서 670 nm 파장의 레이저 빔은 파장이 633 nm인 빛과 유사한 산란 패턴을 가지리라 기대할 수 있다.

혼탁매질을 투과하는 빛은 산란에 의해 확산(diffuse)되며 그 중 뒤로 전송된 빛이 생체조직과 공기(air)의 경계면에 닿는다. 그 중 경계면에 수직인 면에 대해 전반사 각 보다 작은 각으로 입사된 빛이 공기(air)로 내보내져 반사된다. 전반사각은 $\arcsin(1/n)$ 으로 구해지며 굴절계수가 대략 1.5($n=1.5$)인 생체조직에 대해서는 $\arcsin(1/1.5)=41.8^\circ$ 이다. 그러므로 뒤 방향으로 전송된 빛 중 생체조직과 공기(air) 사이의 경계면에서 경계면에 수직인 면에 대해 약 41.8° 보다 작은 각으로 전송된 빛이 공기 중으로 내보내져 반사된다.^[11]

2.2 혈액에서의 빛의 흡수

혼탁 매질 속에서 빛의 전송(light transfer)에 있어 흡수가 산란에 비해 주되게 작용된다면 빛은 진행함에 따라 양이 아래와 같이 지수적으로 감쇄되는 Beer의 법칙을 따른다.^[11]

$$I_o(z, r) = I_L(r) \exp(-\sigma_z z) \quad (3)$$

위에서 z 는 진행 방향 그리고 r 은 진행방향의 수직방향을 나타내는 좌표이며 $I_L(r)$ 은 입사빔의 radial profile, $I_o(z, r)$ 은 (z, r) 위치에서 빛의 양을 나타내고 σ_z 는 진행방향에 따른 감쇄 정도를 나타내는 감쇄상수(attenuation coefficient)를 나타낸다. 혈액은 파장이 685 nm인 빛에 높은 감쇄율을 가지며 그때의 감쇄상수는 $\sigma_r=1416 \text{ cm}^{-1}$ 이고 파장이 665 nm인 빛의 감쇄상수는 $\sigma_r=1247 \text{ cm}^{-1}$ 이다.^[10] 위에서 우리는 파장이 665 nm에서 685 nm 사이의 파장을 가지는 빛이 혈액에서 아주 강하게 흡수됨을 알 수 있다. 반면 피부의 진피(dermis)의 흡수계수는 $\sigma_r=190 \text{ cm}^{-1}$ 로 혈액에 비해 상대적으로 작은 값을 알 수 있다.^[10] 조상(nail bed)의 용선에는 모세혈관이 집중되어있어 665 nm에서 685 nm의 파장대를 가지는 빛은 조상(nail bed)

의 용선위치에서 강하게 흡수되 뒤로 산란되는 빛의 양이 모세혈관이 밀집되어있지 않은 진피(dermis)조직인 조상(nail bed)의 골 위치에 비해 현저하게 적을것임을 알 수 있다. 이에 우리는 670 nm 파장의 레이저 빔을 광원으로 가지는 콘포칼 구조의 광 스케닝 시스템을 이용해 조상(nail bed)의 용선과 골 패턴을 추출 개인인증에 이용하고자한다.

III. 콘포칼 구조의 광 스케닝 시스템을 이용한 조상(nail bed)의 추출

콘포칼 광 스케닝 현미경은 1950년대에 Young, Roberts 그리고 Minsky에 의해서 제안되었으며^[13] 생체조직의 3차원 영상을 추출하는 유력한 방법으로 대두 되고 있다. 특히 근래에 들어 생체 및 의료 분야의 발전에 따라 혼탁 매질 안에 존재하는 생체조직의 영상을 얻는 여러 방법들이 제안되고 있다.^[15-9] 그에 따라 콘포칼 구조의 광 스케닝 현미경의 깊이 분해 능력을 이용해 혼탁매질 뒤에 존재하는 생체조직의 영상을 얻는 방법에 대한 연구가 진행되고 있다.^[14-16]

조상(nail bed)의 용선과 골이 레이저 빛에 대해 상이한 반사율을 갖는다. 본 논문에서는 이에 착안하여 그림 3의 콘포칼 스케닝 구조의 광학계를 사용하여 손톱위를 스케닝 해 조상(nail bed) 패턴을 얻는 방법을 제안한다. 그림 3의 광학계는 670 nm 파장의 레이저(laser), 빔 스플리터(beam splitter), 스케닝 거울(scanning mirror), 대물렌즈(objective lens), 집광렌즈(collecting lens), 광 검출기(photo-detector) 그리고 밴드 패스 필터(band pass filter)로 구성되어 있다. 레이저에서 나오는 빛은 빔 스플리터를 거쳐 스케닝 거울에 입사되고 스케닝 거울은 입사된 빛을 시간에 따라 다른 각도로 반사한다. 스케닝 거울에 의해서 반사된 빛은 렌즈를 통해 손톱 하부면의 조상(nail bed)에 초점이 맞추어 진다. 초점이 맞추어진 스케닝 빔의 Spot size는 Gaussian beam 해석에 의해서, waist size는:

$$w_o = \frac{\lambda f}{\pi w_{o1} \sqrt{1 + \left(\frac{f\lambda}{\pi w_{o1}^2}\right)^2}} \quad (4a)$$

이고 Rayleigh range는

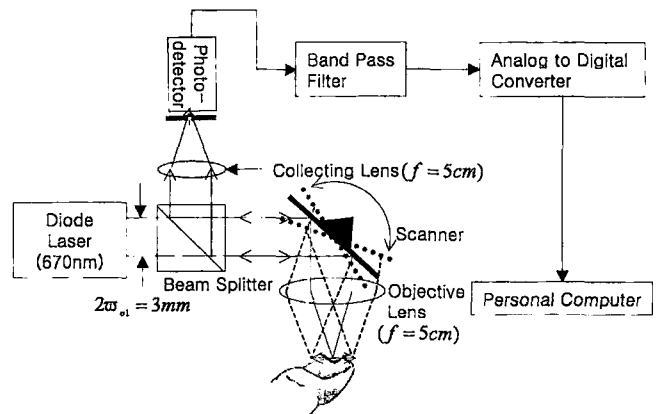


그림 3. 콘포칼 구조의 광 스케닝 시스템.

$$z_o = \frac{\pi w_o^2}{\lambda} \quad (4b)$$

이다.¹¹⁷⁾ 위에서 λ 는 레이저의 파장 w_{o1} 은 렌즈에 입사된 레이저의 waist 그리고 f 는 렌즈의 초점 거리이다. 개인인증을 위해 조상(nail bed)을 추출하는 광 스캐닝 시스템을 설계하는데 있어 위의 parameter들은 아래의 조건을 충족시켜야한다. 첫째, 초점 맞추어진 빔의 waist size는 조상(nail bed)의 용선과 용선사이를 분해 할 수 있을 만큼 작아야한다. 둘째, 손톱 하부면의 조상(nail bed)은 Rayleigh range의 두 배의 영역 안에 위치해야 in-focused 된 조상(nail bed)을 얻을 수 있으므로 사용자는 자신의 조상(nail bed)을 Rayleigh range의 두 배의 영역 내에 위치시켜야한다. 실제의 경우 Rayleigh range가 너무 작으면 사용자의 손톱 두께가 사용자 마다 조금씩 다르기 때문에 사용자가 자신의 조상(nail bed)을 Rayleigh range의 두 배의 영역 내에 위치시키는 것은 불가능하다. 그러므로 시스템을 설계하는데 있어 긴 Rayleigh range를 확보해 주는 것이 필요하다. 그런데 이를 위해서 렌즈에 입사되는 빔의 waist를 줄이거나 렌즈의 초점거리를 늘리면 초점이 맞추어진 스캐닝 빔의 waist가 커져 조상(nail bed)의 용선을 분해할 수 없다. 뿐만 아니라 Rayleigh range를 길게 할 경우 손톱면과 조상(nail bed)의 하부면이 in-focused 영역에 위치해 깊이위치에 대한 cross talk noise가 증가한다. 그러므로 손톱 두께가 조금씩 다른 사용자가 편하게 조상(nail bed)을 위치시킬 수 있는 한계 내에서 평면방향에 대해서는 조상(nail bed)의 용성을 분해할 수 있고 깊이에 대해서는 손톱면과 조상(nail bed)의 하부면에 의한 cross talk noise를 최소화하는 충분히 작은 Rayleigh range를 확보해 주는 것이 생체인증을 위한 조상(nail bed)추출 광학계를 설계하는데 요구된다.

스캐너가 빛을 시간에 따라 다른 각도로 반사함으로써 초점이 맞추어진 레이저 빔은 조상(nail bed)을 스캐닝 하게 된다. 조상(nail bed)의 용선에 모세혈관이 밀집되어있고 모세혈관에 흐르는 혈액에 670 nm 파장의 레이저 빛이 강하게 흡수됨에 따라 용선과 골은 상이한 반사율을 갖게 된다. 그러므로 스캐닝 위치에 따라 반사되는 빛의 양이 상이하게 된다. 스캐닝 위치에 따라 상이한 양의 반사된 빛은 스캐닝 빛이 입사된 반대 방향으로 진행해 렌즈를 지나 스캐닝 거울에 의해 반사되고 빔 스플리터에 인가된다. 빔 스플리터에 인가된 빛의 반은 빔 스플리터에 의해 반사되어 집광 렌즈에 인가된다. 집광 렌즈에 인가된 빛은 집광 렌즈에 의해 광 검출기에 모아진다. 광 검출기는 광 검출기에 인가된 빛의 양에 비례해서 전기신호를 만들어 낸다. 조상(nail bed)을 구성하는 용선과 골의 반사율이 서로 상이해 반사되는 빛의 양이 서로 다르기 때문에 빛의 양에 비례한 전기신호는 스캐닝에 의해 용선과 골의 위치에 따라 상이한 크기가 되며 이는 조상(nail bed)의 패턴을 나타낸다. 손톱 표면에 의해서 반사된 빛이나 defocused 된 영역에 의한 cross talk noise는 moving average특성의 신호로 전기신호의 저주파성분에 기여한다. 그러므로 전기신호를 밴드패스 필터에 인가해 filtering 해냄으로써 손톱표면에서 반사된 빛과 defocused 영역에 의한 저주파 성분 노이즈를 제

거한다. Filtered된 전기신호는 아날로그 디지털 컨버터에 인가된다. 디지털 신호로 변환된 신호는 연산부에 인가하고 인가된 디지털 신호를 패턴 인식 알고리즘을 이용하여 기존의 패턴과 비교 식별한다.

IV. 조상(nail bed) 패턴을 이용한 개인인증

그림 1의 조상(nail bed)의 구조에서 볼 수 있듯이 조상(nail bed)은 y-방향에 대해서 일정한 패턴의 선을 이루고 있다. 그러므로 개인 인증을 위해서 우리는 x-방향에 대해 스캐닝한 신호를 이용한다. 조상(nail bed) 패턴이 개인에 따라 서로 상이하다는 것과 그를 이용해 개인을 인증 할 수 있음을 보이기 위해 우선, 추출된 조상(nail bed) 신호의 아래와 같은 normalized intensity를 구한다:

$$I_n(x) = \frac{n^2(x)}{\int n^2(x) dx} \quad (5)$$

위에서 $n(x)$ 는 제안된 광학계를 이용하여 그림 1의 손톱을 x-방향으로 스캐닝한 출력이다.

이 Normalized intensity의 아래와 같이 정의된 correlation을 구하여 개인을 식별한다:

$$C(x) = \int I_{n1}(x') I_{n2}(x+x') dx' \quad (6)$$

위에서 $I_{n1}(x)$ 과 $I_{n2}(x)$ 는 각각의 스캐닝에 의한 조상(nail bed)의 normalized intensity이다. 이때 $I_{n1}(x)$ 과 $I_{n2}(x)$ 가 각각 동일인의 동일 손톱을 스캐닝한 경우 correlation peak를 얻을 수 있으며 그렇지 않을 경우 넓게 퍼진 correlation 패턴을 얻는다. 이를 이용해 동일인인지 아닌지를 판별 해 낼 수 있다.

V. 실험결과

조상(nail bed) 신호를 추출하고 그를 이용한 개인인증이 가능함을 보이기 위해 그림 3의 광학계를 제작하였다. 레이저는 파장이 670 nm이고 지름이 3 mm인 collimated circular 빔을 출력하는 다이오드 레이저 모듈(Coherent사의 Diode Laser Module 31-0425)을 사용하였고 대물렌즈(Objective lens)는 초점거리가 5 cm, 지름이 2.5 cm인 렌즈를 사용하여 스캐닝 빔의 초점을 맞추었다. 이렇게 맞추어진 초점의 spot의 waist size는 7.1 μ m이고 Rayleigh range는 0.237 mm이다. 스캐닝 거울에 의해 spot는 손톱 위 7 mm를 x-방향으로 25 ms에 스캐닝 하였다. 반사되어 나오는 빛은 초점거리가 5 cm, 지름이 2.5 cm인 집광렌즈에 의해 집속돼 광 검출기로 보내진다. 광 검출기는 HAMAMATSU사 제품의 APD Module(제품번호 C5331)를 사용 하였다. 이 APD Module은 10 kHz에서 100 MHz까지의 pass band 주파수 특성을 가지고 있다.¹¹⁸⁾ APD module에 의해서 검출되고 band pass filtered된 신호는 아날로그-디지털 변환기(A/D converter)에 의해서 451개의 디지털 신호로 샘플링되어 컴퓨터에 입력된다. 추출된 조상(nail bed) 신호 패턴은 그림 4와 같다. 그림 4에서 보이는 조상(nail

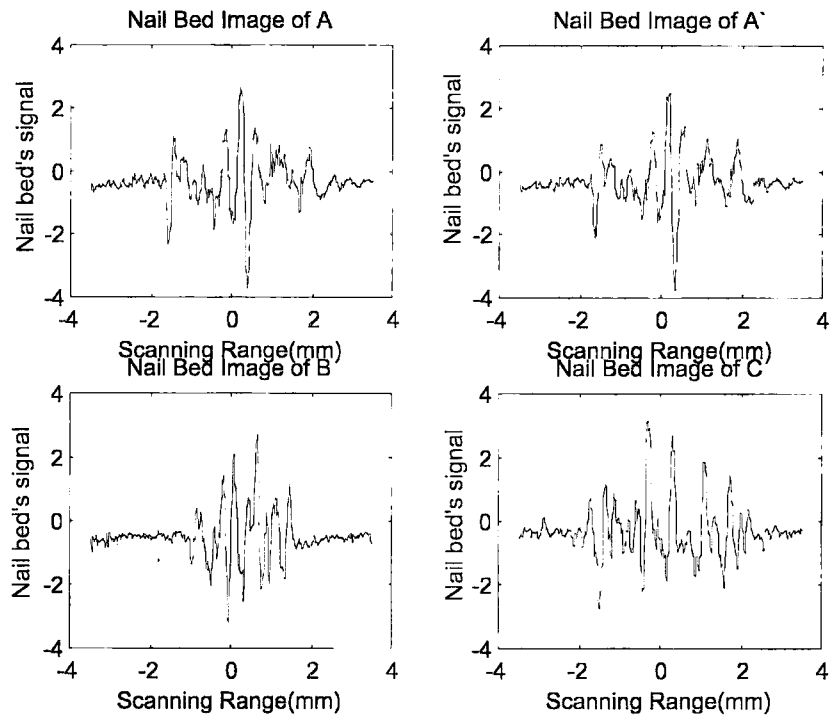


그림 4. Nail bed image.

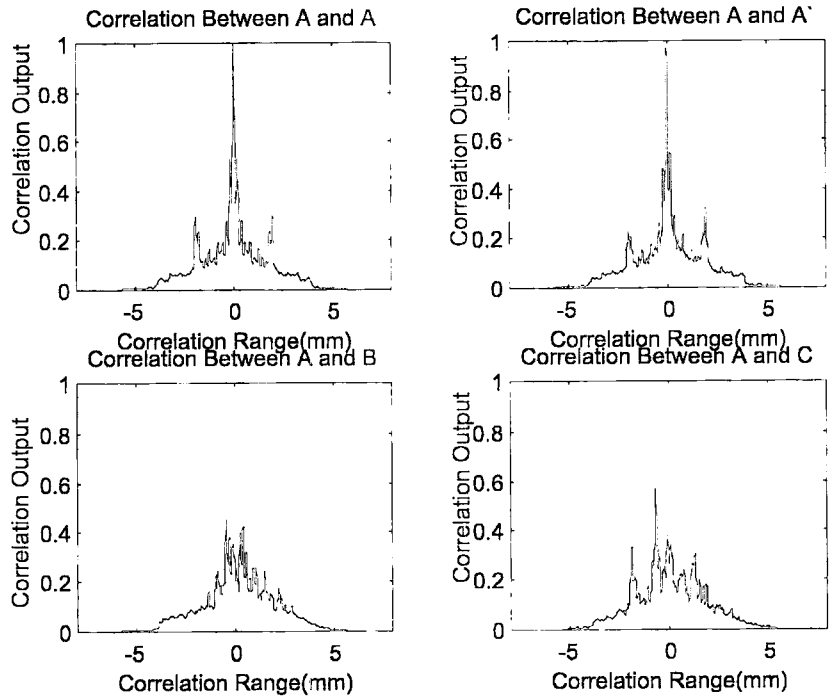


그림 5. Correlation pattern.

bed) 신호의 패턴 각각 A, B, C 로 세 사람의 같은 부위(검지 손가락)의 조상(nail bed)을 추출한 것으로 각각 상이한 패턴을 보인다. 여기서 A'는 A의 두 번째 추출된 조상(nail bed) 신호로, 다시 말해 개인 인증을 위해 비교하기 위한 A라는 사람의 신호를 다른 시간간격으로 추출한 것이다.

그림 5는 이러한 조상(nail bed) 신호들의 normalized intensity를 구하여 A와 A, A와 A', A와 B, A와 C를 correlation한 결과들이다.

표 1은 그림 5의 correlation 패턴의 최대값을 나타낸다. 여기서 각각 다른 시간에 추출한 같은 사람의 조상(nail bed)

표 1. Heights of correlation peak

Target person Reference person	A	A'	B	C
A	1	0.9754	0.4592	0.5663

패턴인 A와 A'의 correlation의 최대값은 A와 A'의 correlation peak의 최대값인 1에 거의 가깝고 다른 사람과 비교한 신호 값인 A와 B, A와 C는 0.6 보다 작음을 알 수 있다. Correlation 패턴의 최대 값 비교로 A와 A'은 동일인 이고 A와 B, A와 C는 동일인이 아님을 분별 해낼 수 있다.

VI. 결 론

손톱하부면에 위치하는 조상(nail bed)의 용선에는 모세혈관이 밀집되어 있고 골은 그렇지 않다. 조상(nail bed)의 위와 같은 해부학적 특징에 착안하여 670 nm 파장의 레이저 빛에 대한 혈액의 강한 흡수특성과 레이저 빛에 대한 피부 진피(dermis)의 산란특성을 이용하여 조상(nail bed)을 추출하는 콘포칼 광 스캐닝 구조의 광학계를 제안하였다. 이를 이용하여 손톱을 스캐닝해 각각 개인에 대한 조상(nail bed)을 추출하였다. 그리고 추출된 조상(nail bed)의 normalized intensity를 구해 correlation값을 비교함으로써 개인을 구별해내는 조상(nail bed) 패턴을 이용한 개인인증 기법을 제안했다. 생체인증의 관점에서 보면 제안하는 생체인증 시스템은 기존의 생체인증 방법에 대해서 다음과 같은 장점을 가지고 있다. 첫째, 제안하는 시스템은 조상(nail bed)의 용선에 흐르는 혈액에 대해 반응함으로써 살아있지 않은 손가락의 손톱을 스캐닝해서는 조상(nail bed)을 추출할 수 없으리라 기대한다. 이것은 생체인증 시스템에 있어 가장 중요한 요구 사항 중 하나이다. 둘째, 조상(nail bed)은 손톱에 의해서 보호되어 있으므로 지문과 같이 손상이 심하지 않으리라 기대할 수 있다. 셋째, 조상(nail bed)은 혼탁매질인 손톱하부 면에 존재하기 때문에 일반적인 방법으로 추출 할수 없고 본 논문에서와 같은 특수한 광학적 방법을 이용하여야만 조상(nail bed)을 추출할 수 있어 높은 단계의 보안성을 기대할 수 있다.

감사의 글

본 논문은 (주) 미래시스의 지원에 의해서 연구되었으며 김태근과 김용우는 이에 감사드립니다.

참고문헌

[1] R. W. Frischholz and U. Dieckmann, "BioID: a multimodal biometric identification system," *IEEE Computer*, vol. 33, no. 2, pp. 64-68, 2001.

[2] B. Javidi, "Fully phase encoded key and biometrics for security verification," *Opt. Eng.*, vol. 36, no. 3, pp. 935-942, 1997.

[3] R. Adhami and P. Meenen, "Fingerprinting for security," *IEEE Potentials*, vol. 20, no. 3, pp. 33-38, 2001.

[4] S. Liu and M. Silverman, "A practical guide to biometric security technology," *IT Professional*, vol. 3, no. 1, pp. 27-32, 2001.

[5] A. Topping, V. Kuperschmidt, and A. Gormley, "Method and apparatus for the automated identification of individuals by the nail beds of their fingernails," U.S. Patent 5,751,835, 1998.

[6] B. Chance, R. R. Alfano, and A. Katzir, eds, "Optical tomography, photon migration, and spectroscopy of tissue and model media: theory, human studies, and instrumentation," *Proc. SPIE*, vol. 2389, Bellingham, Washington, 1995.

[7] R. R. Alfano and J. G. Fujimoto, eds, "Advances in optical image and photon migration," *Opt. Soc. Am.*, TOPS vol. 2, Washington DC., 1996.

[8] E. Sevcik-Muraca and D. Benaron, eds, "Biomedical optical spectroscopy and diagnostics" *Opt. Soc. Am.*, TOPS vol. 3, Washington DC., 1996.

[9] G. Inebetouw, T. Kim, T.-C. Poon, and B. Schilling, "Three-dimensional location of fluorescent inhomogeneities in turbid media by scanning heterodyne holography," *Optics Letters*, vol. 23, no. 2, pp. 135-137, 1998.

[10] W.-F. Cheong, S. A. Prahl, and A.J. Welch, "A review of the optical properties of biological tissues," *IEEE Journal of Quantum Electronics*, vol. 26, no. 12, pp. 2166-2185, 1990.

[11] M. J. C. Van Gemert *et al.*, "Skin optics," *IEEE Transaction on Biomedical Engineering*, vol. 36, no. 12, pp. 1146-1154, 1989.

[12] S. S. Sternberg, eds, *Histology for Pathologists* (2nd Edition, Lippincott-Raven, Philadelphia, New York, 1997), Chapter 3, pp. 47-68.

[13] T. R. Corle and G. S. Kino, *Confocal Scanning Optical Microscopy and Related Imaging Systems* (Academic Press, San Diego, 1996).

[14] M. Kempe and W. Rudolph, "Comparative study of confocal and heterodyne microscopy for imaging through scattering media," *J. Opt. Soc. Am. A*, vol. 13, no. 1 pp. 46-52, 1996.

[15] C. L. Smithpeter *et al.*, "Penetration depth limits of in vivo confocal reflecting image," *App. Opt.*, vol. 37, no. 13 pp. 2749-2754, 1998.

[16] J. M. Schmitt and K. Ben-Letaief, "Efficient Monte Carlo simulation of confocal microscopy in biological tissue," *J. Opt. Soc. Am. A*, vol. 13, no. 5, pp. 952-961, 1996.

[17] A. Yariv, *Quantum Electronics* (3rd Edition, John Wiley & Sons, New York, 1988), Chapter 6, pp. 106-135.

[18] Hamamatsu Photonics K. K., *APD Module C5331 Series Instruction Manual*.

**Individual identification by extraction of nail bed pattern of the
finger nail using confocal scanning optical system**

Taegeun Kim[†] and Yong Woo Kim

Department of Optical Engineering, Sejong University, Seoul 143-747, KOREA

[†]*E-mail: takim@sejong.ac.kr*

Hae Il Kim

Miraesys Co. Ltd., 798-20 Kangnam Yuksam, Seoul 135-080, KOREA

(Received January 24, 2002 ; revised manuscript received March 28, 2002)

The nail bed is located under the finger nail. The arched portions of the nail bed, which contain a large number of capillary loops, are separated by the valley of the nail bed. The valley of the nail bed does not contain capillary loops. Light is scattered when it propagates through the dermis of skin, and human blood strongly absorbs the light with proper wavelength. By use of the optical properties of the nail bed, we propose an optical technique which extracts the nail bed image of the finger nail. After achieving nail bed images of each individual, we correlated between them. The correlation outputs show that we can identify individuals by comparing the peak heights of the correlation outputs.

Classification code : IP.010.