

헬스케어 정보 관리 시스템의 3D 의료영상 데이터 다중 워터마킹 기법

정회원 이 석 환*, 권 기 룡**^o

3D Medical Image Data Watermarking Applied to Healthcare Information Management System

Suk-Hwan Lee*, Ki-Ryong Kwon**^o *Regular Members*

요 약

의료 IT 기술 발전과 함께 의료 디지털 도서관, 3D PACS, 3D 의료진단기기 등의 헬스케어 정보 관리 기술이 급격히 발전되면서 이에 대한 보안 이슈가 제기되고 있다. 본 논문에서는 헬스케어 정보 관리 시스템에서 3D 의료영상 데이터의 저작권 보호, 인증, 인덱싱 및 진단 정보 은닉 등을 위한 다중 워터마킹 기법을 제안한다. 제안한 기법에서는 POCS 워터마킹 기반으로 의료진의 디지털 서명 및 정보 검색 인덱싱을 위한 강인한 워터마크를 꼭지점 정규곡률 분포에 삽입하고, 진단 정보와 인증 기준 메시지를 위한 연약한 워터마크를 꼭지점 거리 차이에 삽입한다. 이 때 강인성, 연약성 및 비가시성에 대한 각각의 블록 집합들을 설계한 다음, 3D 의료영상 데이터들을 이들 집합으로 반복 투영함으로써 다중 워터마크를 삽입한다. 실험 결과부터 제안한 기법이 다양한 3D 기하학 및 메쉬 변형에 대한 강인성과 연약성을 모두 만족함을 확인하였다.

Key Words : 3D Medical Image Data, Multiple Watermarking, Healthcare Information Management, Curvedness, POCS

ABSTRACT

The rapid development of healthcare information management for 3D medical digital library, 3D PACS and 3D medical diagnosis has addressed security issues with medical IT technology. This paper presents multiple 3D medical image data for protection, authentication, indexing and diagnosis information hiding applied to healthcare information management. The proposed scheme based on POCS watermarking embeds the robust watermark for doctor's digital signature and information retrieval indexing key to the distribution of vertex curvedness and embeds the fragile watermark for diagnosis information and authentication reference message to the distance difference of vertex. The multiple embedding process designs three convex sets for robustness, fragileness and invisibility and projects 3D medical image data onto three convex sets alternatively and iteratively. Experimental results confirmed that the proposed scheme has the robustness and fragileness to various 3D geometric and mesh modifiers at once.

1. 서 론

최근 영상진단기기 기술 및 의료영상 기술 개발

과 더불어 의료영상 데이터에 대한 보안성이 대두되어, DICOM(The Digital Imaging and Commun-

* 본 논문은 2008년 정부(교육과학기술부)의 재원으로 한국학술진흥재단의 지원을 받아 수행된 연구임. (KRF-2008-331-D00417)

** 동명대학교 정보보호학과 (skylee@tu.ac.kr), ** 부경대학교 전자컴퓨터정보통신공학부 (krkwon@pknu.ac.kr),^o교신저자

논문번호 : KICS2009-07-299, 접수일자 : 2009년 7월 17일, 최종논문접수일자 : 2009년 10월 23일

ications in Medicine) 3.0 Part 15^[11]의 “Security and System Management Profiles”에서는 의료영상 데이터 전송시 인증 및 무결성 등에 대한 표준안이 제정되었다. 특히 PACS(Picture Archiving and Communication Systems) 보안 부분은 IHE(Integrating the Healthcare Enterprise) Yean 4에서 새롭게 추가된 부분으로서, DICOM 통신상에 전송되는 패킷을 암호화하고, 인증 서버를 통하여 사용자를 인증하며, 사용자가 행하는 모든 동작을 기록함으로써 문제 발생시 쉽게 추적할 수 있도록 한다. 이와 같은 암호화 및 인증 기능은 이미 인터넷 상에서 이루어지는 각종 전자상거래상의 보안 방식과 비슷한 형태로 수행되고 있다. 이와 더불어 무결성 검증, 사용자 인증, 위·변조 방지 등의 정보 보안 향상을 위하여 2D 의료영상 워터마킹 기술에 대한 연구가 많이 진행되어 왔다^{[2][6]}.

근래 X-선, CT, MRI, Ultrasound 및 PET 등의 영상진단기기들은 3차원 시스템으로 발전되어지고 있으며, 영상진단기기 전 분야에 걸쳐서 촬영시간 단축, 고해상도, 입체화되면서 다양한 진단 분석 방법들이 개발되고 있다^{[7], [8]}. 그리고 3D 진단 서비스를 제공하는 3D PACS^[9], 3D-Doctor^[10] 등 다양한 3D 의료영상 SW들이 개발되고 있다. 또한 온라인 상에서 서비스되는 의료 디지털 도서관에서는 의료 치료 계획 및 교육을 위하여 고화질 및 고상품적 가치를 지니는 3D 의료영상 모델 및 애니메이션을 제공하고 있다^{[11], [12]}. 이와 같이 3D 의료영상 데이터들을 진단, 저장, 검색 및 분배 등을 제공하는 헬스케어 정보 관리 시스템 상에서 3D 의료영상의 위·변조 방지 및 인증뿐만 아니라 접근 통제, 식별 제거, 캡션, 원본 식별, 무결성 검증 및 인덱싱 등의 보안 기술이 필요하다.

최근 워터마킹 연구자들은 3D 콘텐츠 보안 기술에 관심을 가지면서, 이에 대한 기법들을 많이 제안하고 있다. 3D 콘텐츠들은 2D 영상과 달리 꼭지점 데이터를 기반으로 다각형 메쉬^{[13]-[15]}, NURBS^{[16], [17]}, CAD^{[18], [19]} 등 다양한 방식으로 표현되며, 각 방식에 적응적인 워터마킹 기법들이 제시되고 있다. 그러나 기존의 3D 워터마킹 기법들은 저작권 보호를 위한 기법들로 3D 의료영상 보안 적용에 적합하지 못하다.

본 논문에서는 3D 의료영상진단기기, 3D PACS, 의료 전자 도서관 등의 헬스케어 정보 관리 시스템 상에서 3D 의료영상 데이터의 위·변조 방지 및 인증 및 캡션과 인덱싱 기능을 가지는 다중 워터마킹

기법을 제안한다. 제안한 기법에서는 강인성과 연약성을 동시에 만족하기 위하여 볼록 집합 투영 (Projection onto convex sets, POCS) 워터마킹 기법^{[13], [14]}을 기반으로 강인성, 연약성 및 비가시성 볼록 집합을 설계한 다음, 3D 의료영상 데이터를 이들 집합으로 반복 투영함으로써 최적의 조건을 만족하는 워터마크된 데이터를 획득한다. 우선, 제안한 기법에서는 3D 의료영상 데이터의 꼭지점 정규 곡률 분포에 따라 강인성 볼록 집합을 설계한 다음, 데이터 보호 및 인증을 위한 의료인 디지털 서명 또는 정보 검색을 위한 키워드 기반의 강인한 워터마크를 이들 집합으로 투영한다. 그리고 꼭지점 거리 차이에 따라 연약성 볼록 집합을 설계한 다음, 환자 진료 기록 또는 데이터 무결성을 위한 기준 메시지 기반의 연약한 워터마크를 이들 집합으로 투영시킨다. 실험 결과로부터 제안한 기법이 다양한 기하학 공격에 대하여 강인성과 연약성을 모두 가짐을 확인하였다.

본 논문의 구성을 살펴보면, 2장 관련연구에서는 의료영상 데이터 관리 및 POCS와 정규곡률에 대하여 간략히 살펴보고, 3장에서는 제안한 3D 의료영상 다중 워터마킹 기법에 대하여 상세히 살펴본다. 그리고 4장 실험결과에서는 제안한 기법의 강인성 및 연약성, 비가시성에 대한 평가 결과를 논의하고, 마지막 5장에서는 본 논문의 결론을 맺는다.

II. 관련 연구

본 장에서는 3D 의료영상 데이터 및 의료영상 데이터 관리 보호에 대하여 간략히 살펴본 후, 제안한 워터마킹 기법의 기본적인 이론인 POCS와 정규 곡률 (Curvedness)에 대하여 살펴보기로 한다.

2.1 워터마킹 기반의 의료영상 데이터 관리

콘텐츠 저작권 보호 기술을 위한 워터마킹 기술은 오래 전부터 많이 연구되어져 왔다. 최근에는 워터마킹 기반으로 의료 기밀성 보호, 환자 및 진료 데이터 은닉, 접근 제어 및 데이터 무결성 및 정보 검색 등 헬스케어 의료 데이터 관리 기술에 대하여 연구되어지고 있다^{[2]-[6]}. 다음은 디지털 워터마킹 기반의 의료 데이터 관리 기술에 대한 간략한 내용이 다^{[2], [3]}.

- 1) 기밀성 보호 (Confidentiality) : 워터마킹은 EPR (Electronic patient records)와 같은 환자 관련 데이터들을 의료영상 데이터에 은닉함으로써

써 의료 기밀성을 강화할 수 있다. 이 때, 특정 키(key)를 이용한 접근 제어가 가능하다.

- 2) 무결성 (Integrity control): 연약한 워터마크를 이용하여 전송 및 저장된 의료영상 데이터의 무결성 및 수정된 영역을 검출할 수 있다⁴⁾.
- 3) 원본 식별 (Identification): 식별 및 인증을 위한 디지털 서명 또는 식별 코드를 워터마크로 사용이 가능하다^{5),6)}. 이 때 디지털 서명을 암호화 기반으로 워터마킹과 결합하여 보안 수준을 향상시킬 수 있다.
- 4) 캡션 (Captioning): 헬스케어 시스템에서 환자 건강 기록 또는 진료에 도움이 되는 부가적인 정보를 캡션 또는 설명문을 워터마크로 사용될 수 있다.
- 5) 인덱싱 (Indexing): 헬스케어 시스템 또는 의료 전자 도서관에서 대용량의 의료영상 데이터들의 신속한 검색을 위하여 워터마크를 검색키로 사용될 수 있다. 검색키로는 환자 통계 기록, ICD-10과 같은 진단 코드, 의료영상 특징점 등이 있다.

이상과 같이 헬스케어 시스템 또는 의료 전자 도서관 등에서 의료영상 데이터 관리 기술들은 워터마킹 기술에 의하여 구현될 수 있다. 2D 의료영상에 비하여 3D 의료영상 데이터 보호 기술에 대한 연구는 아직까지 진행되지 않고 있다. 따라서 본 논문에서는 헬스케어 시스템 또는 의료 전자 도서관에서 많이 사용되고 있는 3D 의료영상 데이터에 대한 다중 워터마킹 기법을 제안한다.

2.2 3D 의료영상 데이터

최근 CT, MRI, PET, Microscopy 등 환자의 2D 단면 데이터들을 의료인이 원하는 3D 영상으로 가공하여 진단에 필요한 3D 데이터로 출력하는 3D 의료영상 기술이 급격히 발전되고 있다^{7),8)}. 이들 3D 의료 영상은 질환의 초기 검출 및 환부의 위치와 크기 검사에 매우 유용한 자료로 활용되며, 환자 치료와 수술 계획 수립에 기여하고 있다⁴⁾. 또한 대용량의 의료영상 데이터들을 효율적으로 분석하고, 판독하기 위한 3D 의료영상 SW의 효율성이 날로 증가되고 있다. 이들 3D 의료영상 SW^{9),10)}들은 3D 영상, 3D 모델, 객체 경계 등을 처리 및 분석하기 위한 툴을 제공하고 있으며, 3D 볼륨 렌더링 과정을 통하여 2D 단면 데이터들로부터 3D 데이터들을 출력한다. 이 때, 3D 의료영상 데이터들은 다양한 형태로 표현되나, 일반적으로 3D Delaunay 기

법 기반으로 특징 추출 및 메쉬 생성 과정에 의하여 다각형 메쉬 모델로 출력된다.

본 논문에서는 위와 같은 과정에 의하여 생성된 다각형 메쉬 모델 형태의 3D 의료영상 데이터에 대한 다중 워터마킹 기법을 제안한다.

2.2 POCS 및 정규곡률

POCS는 블록 부호화된 영상 향상 기법 중의 하나로, 원하는 여러 영상 특성을 블록 집합으로 설계한 후, 이들 집합으로 반복 교대 투영함으로써 원하는 영상 특성을 모두 만족하는 하나의 수렴점을 찾는 기법이다. 워터마킹에서는 강인성, 비가시성, 용량성 등의 성질들이 모두 상호 교환적이거나, 사용에 따라 이들 성질을 만족해야 하므로 POCS를 적용하는 것이 효율적이다. 기존의 POCS 기반의 워터마킹 기법에서는 3D 그래픽 모델의 강인성과 비가시성에 대한 블록 집합을 설계하여 이를 반복 교대 투영하였다^{13),14)}. 그러나 헬스케어 시스템과 의료 전자 도서관에서는 앞 절에 살펴본 바와 같이 의료 기밀성 보호, 환자 및 진료 데이터 은닉, 무결성 및 정보 검색 등의 3D 의료영상 데이터 보호 기술들이 필요하다. 따라서 본 논문에서는 이와 같은 성질을 만족하는 3D 의료영상 데이터의 강인성, 연약성 및 비가시성에 대한 POCS 워터마킹 기법을 제안한다.

3D 객체의 기하학 형상은 정규 곡률의 형상 인식자 (Shape descriptor)에 의하여 정의되며²⁰⁾, 3D 모델 분할²¹⁾, 3D 형상 매칭 (Shape matching)²²⁾ 등 3D 형상 특징으로 정규 곡률이 많이 사용되고 있다. 정규 곡률은 3D 표면 곡률 (Surface curvature)의 세기를 나타내며, 꼭지점 v_i 의 정규 곡률 $C(v_i)$

$$C(v_i) = \sqrt{(k_{\max}^2(v_i) + k_{\min}^2(v_i))} / 2 \quad (1)$$

와 같이 v_i 의 표면에 대한 주 곡률 (Principal curvature of surface)인 $k_{\max}(v_i)$ 과 $k_{\min}(v_i)$ 에 의하여 정의된다. 주 곡률 $k_{\max}(v_i)$ 과 $k_{\min}(v_i)$ 는

$$\begin{aligned} k_{\max}(v_i) &= H(v_i) + \sqrt{H^2(v_i) - K(v_i)}, \\ k_{\min}(v_i) &= H(v_i) - \sqrt{H^2(v_i) - K(v_i)} \end{aligned} \quad (2)$$

와 같이 평균 곡률 (Mean curvature) $H(v_i)$ 과 가우시안 곡률 (Gaussian curvature) $K(v_i)$ 에 의하여 정의된다²⁰⁾.

이상에서와 같이 3D 모델의 표면 특징 (Shape

feature)은 정규 곡률에 의하여 정의되어진다. 따라서 본 논문에서는 워터마크를 3D 모델의 표면 특징 분포에 삽입하기 위하여 정규 곡률 분포를 강인한 워터마크 삽입 대상으로 선택하였다.

III. 제안한 3D 의료영상 데이터 워터마킹

본 논문에서는 3D 의료영상 데이터의 헬스케어 데이터 관리 시스템을 위한 의료 데이터 보호, 진단 정보 은닉, 접근 제어 및 데이터 무결성 검증 및 의료 데이터 정보 검색이 가능한 연약성 및 강인성 워터마킹 기법을 제안한다. 제안한 방법에서는 3D 의료영상 데이터 보호 및 인증을 위한 의사 디지털 서명과 정보 검색을 위한 키워드에 대한 정보를 강인한 워터마크로 사용하여 이를 각종 공격에 강인하게 삽입한다. 그리고 환자 진료 기록 또는 데이터 무결성을 위한 기준 메시지를 연약한 워터마크로 사용하여 이를 공격에 약하게 삽입한다.

본 논문에서는 3D 의료영상 데이터 $D = \{V, M\}$ 를 꼭지점 데이터 $V = \{v_i, i \in [1, N_v]\}$ 와 꼭지점들의 연결 정보인 메쉬 데이터 $M = \{M_i, i \in [1, N_M]\}$ 로 정의한다. 여기서 N_v 는 전체 꼭지점들의 개수이며, N_M 은 전체 메쉬 데이터 개수이다. 각 꼭지점 v_i 에 연결된 꼭지점들은 $v_{i,j} (j \in [1, N_{v_i}])$ 라 하고, 이들 연결된 꼭지점들로 구성된 메쉬들은 $M_{i,j} (j \in [1, N_{M_i}])$ 라 한다.

3.1 블록 집합 투영

제안한 방법에서는 먼저 강인성 블록 집합 C_r , 연약성 블록 집합 C_f 및 비가시성 블록 집합 C_v 들을 블록하고 $C_r \cap C_f \cap C_v \neq \emptyset$ 이 되도록 설계한 다음, 그림 1에서와 같이 각 블록 집합 상으로의 투영기 P_r, P_f 및 P_v 를 이용하여 워터마크된 3D 의료영상 데이터 D' 를 획득한다.

반복 투영 과정에서는 3D 의료영상 데이터 D 들을 P_r 에 의하여 강인성 블록 집합 C_r 으로 투영하고, 이를 P_f 에 의하여 연약성 블록 집합 C_f 으로 투영한 다음 P_v 에 의하여 비가시성 블록 집합 C_v 으로 투영한다. 이를 수렴 조건을 만족할 때까지 반복적으로 수행한다. 이들 과정은 다음과 같다.

1. 초기화 모델을 $D^{(0)} = D$ 으로 설정한다.
2. 투영된 모델 $D^{(t)}$ 을 $D^{(t)} = P_v P_f P_r D^{(t-1)}, t \geq 1$ 와 같이 얻는다.
3. 수렴 조건인 $\|D^{(t)} - D^{(t-1)}\| < 10^{-\epsilon}$ 일 때까지 2)-3) 과정을 반복한다.

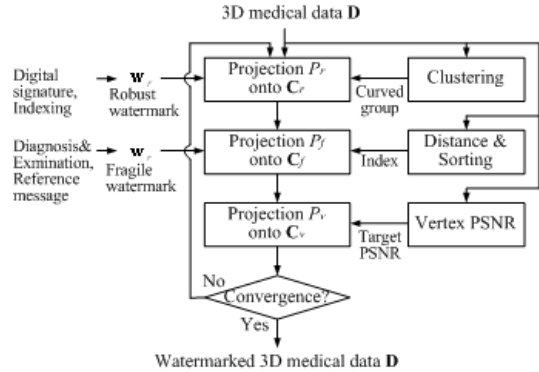


그림 1. 제안한 블록 집합 반복 투영 블록도

수렴 조건을 만족하는 $D^{(t)}$ 는 세 집합들의 교집합 중의 하나의 원소이며, 이는 최종 워터마크된 모델 $D' = D^{(t)}$ 이다.

3.2 강인성 블록 집합

3.2.1 강인성 블록 집합 C_r 설계

강인성 블록 집합 C_r 은 정규 곡률 분포를 이용한 강인성 삽입 조건에 따라 설계된다. 먼저 모든 꼭지점 $v_i (i \in [1, N_v])$ 들은 정규 곡률 $\mathcal{C}(v_i)$ 과 k-means++에 의하여 그룹화된다. 이 때 각 그룹에 포함되는 꼭지점 개수 N_{g_i} 가 50이상인 되도록 그룹화 과정이 수행된다. 이와 같은 과정에 의하여 N_R 개의 그룹들로 구성된 그룹 집합 G 은

$$G = \{G_i | i \in [1, N_G]\},$$

$$\text{where } G_i = \{v_{ij} | |\mathcal{C}(v_{ij}) - g_i| < |\mathcal{C}(v_{ij}) - g_k|, (4)$$

$$j \in [1, N_{g_i}], \forall i, k \in [1, N_R], i \neq k\},$$

으로 정의되며, g_i 는 그룹 G_i 의 정규 곡률 중심점을 나타낸다.

제안한 강인성 삽입 조건은 각 그룹의 정규곡률 중심점 g_i 들이 그림 2에서와 같이 워터마크 비트 w_i 에 따라 결정된 목표 범위 $T_i = [T_i - \epsilon_i, T_i + \epsilon_i]$ 내

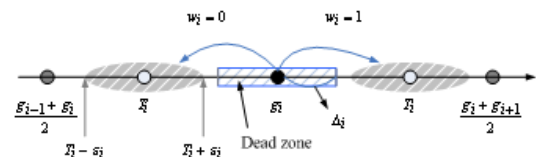


그림 2. 그룹 G_i 상의 정규곡률 중심점 g_i 에 따른 워터마크 비트 삽입

에 존재하는 것이다. 이 때 목표 범위 \mathbf{T}_i 는 데드존 $[g_i - \Delta_i, g_i + \Delta_i]$ 를 벗어나는 영역으로, 다양한 공격에 대한 g_i 의 최대 변경 Δ_i 에 따라 결정된다. 그리고 목표 범위의 중심 T_i 는

$$T_i = g_i - 2(2w_i - 1)\Delta_i \quad (5)$$

이고, 목표 범위의 ϵ_i 는 데드존과 중복되지 않도록

$$\epsilon_i = \frac{1}{B} \min((2w_i - 1)(T_i - g_i) - \Delta_i, (2w_i - 1)(f_{w_i} - T_i) - \Delta_i) \quad (6)$$

where $f_{w_i} = \begin{cases} (g_i + g_{i+1})/2, & w_i = 1 \\ (g_{i-1} + g_i)/2, & w_i = 0 \end{cases}$

와 같이 결정된다. 이 때 변수 B 는 연약성 및 비가시성 블록 집합과의 수렴 조건을 만족하기 위한 인자로 본 논문에서는 실험적으로 2로 결정하였다. 제안한 방법에서는 위의 삽입 조건을 만족하는 3D 데이터들의 집합을 강인성 블록 집합 \mathbf{C}_r

$$\mathbf{C}_r = \{\mathbf{D} \mid T_i - \epsilon_i < g_i < T_i + \epsilon_i, \forall i \in [1, N_R]\} \quad (7)$$

으로 정의한다. 즉, \mathbf{C}_r 는 모든 집합 상의 정규곡률 중심점 g_i 이 워터마크 비트에 따른 목표 범위 $[T_i - \epsilon_i, T_i + \epsilon_i]$ 내에 존재하는 3D 데이터들의 집합을 나타낸다.

3.2.2 강인성 블록 집합 투영기 P_r

3D 의료영상 데이터 \mathbf{D} 는 투영기 P_r 에 의하여 강인성 블록 집합 \mathbf{C}_r 으로 투영된다. 투영기 P_r 는 모든 집합 상의 정규곡률 중심점들을 목표 범위 \mathbf{T}_i 으로 이동시킨다. 각 그룹 \mathcal{G}_i 내의 정규곡률 중심점 g_i 는 꼭지점 $\mathbf{v}_{ij}(j \in [1, N_{g_i}])$ 의 정규곡률 $C(\mathbf{v}_{ij})$ 이동에 의하여 변경된다. 이 때, 목표 범위 내로 이동될 정규곡률 $C(\mathbf{v}'_{ij})$ 은 다음과 같이 단계적인 반복 수행에 의하여 얻는다.

1. $C^0(\mathbf{v}_{ij}) = C(\mathbf{v}_{ij})$ 을 초기화 수행한다.
2. 목표 중심을 기준으로 선형 보간에 의하여 t 번째 정규곡률 $C^{(t)}(\mathbf{v}_{ij})$

$$C^{(t)}(\mathbf{v}_{ij}) = aC^{(t-1)}(\mathbf{v}_{ij}) + (1-a)T_i, \quad t \geq 1 \quad (8)$$

을 얻는다.

3. $C^{(t)}(\mathbf{v}_{ij})$ 가 목표 범위 내에 도달할 때까지 2)-3) 단계를 반복 수행한다.

정규곡률 $C(\mathbf{v}'_{ij})$ 이 최종 이동될 정규곡률 $C^{(t)}(\mathbf{v}_{ij})$ 로 이동되기 위하여 제안한 방법에서는 그림 3에서와 같이 꼭지점 \mathbf{v}_{ij} 을 이동 세기 α_{ij} 에 따라

$$\mathbf{v}'_{ij} = \mathbf{v}_{ij} + \alpha_{ij} \hat{\mathbf{u}}_{ij}, \quad \alpha_{ij} \in [-\alpha_{ijR}, \alpha_{ijR}]$$

where $\hat{\mathbf{u}}_{ij} = \overrightarrow{\mathbf{m}_{ij} \mathbf{v}_{ij}} / \|\mathbf{m}_{ij} \mathbf{v}_{ij}\|$, (9)

와 같이 변경한다. 여기서 \mathbf{m}_{ij} 은 \mathbf{v}_{ij} 에 인접한 꼭지점들의 평균점이다. 그리고 이동 세기 α_{ij} 는 $C(\mathbf{v}'_{ij})$ 가 $C^{(t)}(\mathbf{v}_{ij})$ 에 근접하도록 비용 함수 $\text{cost}(\mathbf{v}_{ij})$ 가 최소가 되는 값으로 설정된다. 따라서 이동 세기 α_{ij} 에 따른 강인성 블록 집합 투영기 P_r 은 다음과 같다.

1. α_{ij} 의 초기 구간 $[-\alpha_{ijR}^0, \alpha_{ijR}^0]$ 를 설정한다.
2. t 번째 $\alpha_{ij}^{(t)} \in [-\alpha_{ijR}^{t-1}, \alpha_{ijR}^{t-1}]$ 내에 비용 함수가 최소인 이동 세기 $\alpha_{ij}^{(t)}$ 를

$$\alpha_{ij}^{(t)} = \arg \min_{\alpha_{ij}} \|C(\mathbf{v}_{ij} + \alpha_{ij} \hat{\mathbf{u}}_{ij}) - C^{(t)}(\mathbf{v}_{ij})\|^2, \quad \forall \alpha_{ij}^{(t)} \in [-\alpha_{ijR}^{t-1}, \alpha_{ijR}^{t-1}] \quad (10)$$

와 같이 구한다.

3. $C(\mathbf{v}_{ij} + \alpha_{ij}^{(t)} \hat{\mathbf{u}}_{ij})$ 이 목표 범위 \mathbf{T}_i 에 있지 않을 경우에는 α_{ij} 를 $\alpha_{ij} \in [-\alpha_{ijR}^t, \alpha_{ijR}^t]$ 로 설정한 다음, 2)-3) 과정을 반복 수행한다. 이 때 $\alpha_{ijR}^t = \alpha_{ij}^t + \alpha_{ijR}^{t-1}/2$ 이다. 이때 $C(\mathbf{v}_{ij} + \alpha_{ij}^{(t)} \hat{\mathbf{u}}_{ij})$ 이 목표 범위 \mathbf{T}_i 내에 있을 경우에는 반복 수행을 중단한 다음, 최종 이동된 꼭지점 $\mathbf{v}'_{ij} = \mathbf{v}_{ij} + \alpha_{ij}^{(t)} \hat{\mathbf{u}}_{ij}$ 와 같이 얻는다.

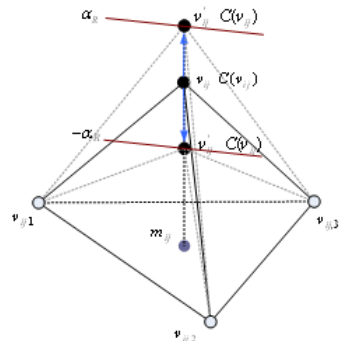


그림 3. 목표 범위 내에 도달하기 위하여 α_{ij} 에 의한 $\mathbf{v}'_{ij} = \mathbf{v}_{ij} + \alpha_{ij} \hat{\mathbf{u}}_{ij}$ 의 정규 곡률 $C(\mathbf{v}'_{ij})$

3.3 연약성 블록 집합 C_f

3.3.1 연약성 블록 집합 C_f 설계

연약성 블록 집합은 꼭지점의 기하학 공격 및 메쉬 연결성의 위상학 공격에 모두 연약하도록 설계되어야 한다. 제안한 방법에서는 3D 데이터 D 상의 모든 꼭지점 $V = \{v_i | i \in [1, N_V]\}$ 들과의 거리 합이 최소인 위치 q 를 구하며, 이를 연약성 블록 집합의 기준점으로 사용한다. 그리고 모든 꼭지점 v_i ($i \in [1, N_V]$)들과 q 와의 거리 $r_i = \|\overrightarrow{qv_i}\|$ 와 v_i 에 인접한 꼭지점 $v_{i,j}$ 들과 q 와의 거리 제곱 합을 그림 4 (a)에서와 같이 구한 다음, 이들 두 거리 간의 차이 $d_i = |r_i - \hat{r}_i|$ ($i \in [1, N_V]$)를 구한다. 거리 차이 d_i 는 다양한 공격에 대하여 연약성을 가진다.

연약성 블록 집합 C_f 설계를 위하여 제안한 방법에서는 거리 차이 d_i ($i \in [1, N_V]$)를 내림차순으로 정렬한 다음, 정렬 인덱스 $I(k)$ 차이가 3이상인 되는 삽입 대상 거리 차이 $d_{I(k)}$ ($k \in [1, N_F]$)들을 선택한다. 그리고 연약성 블록 집합 C_f 을 거리 차이 $d_{I(k)}$ 들이 크기순으로 나열되는 3D 데이터 D 집합들로

$$C_f = \{D | d_{I(k_1)} > d_{I(k_2)}, I(k_1) < I(k_2), \forall k_1, k_2 \in [1, N_F]\} \quad (11)$$

와 같이 정의한다.

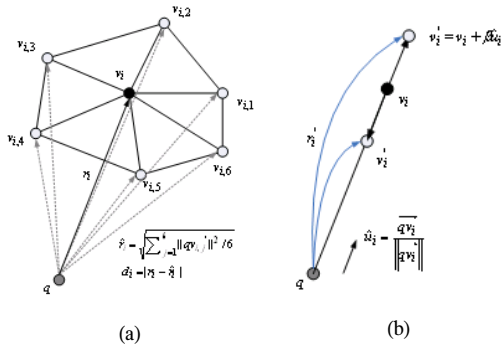


그림 4. (a) 임의의 v_i 와 이에 인접한 꼭지점 $v_{i,j}$ ($j \in [1, 6]$)들과 기준점 q 와의 거리 차이 $d_i = |r_i - \hat{r}_i|$, (b) 꼭지점 v_i 를 qv_i 방향으로 이동

3.3.2 연약성 블록 집합 투영기 P_f

원 3D 데이터 D 는 집합 C_f 의 한 원소이나, 이를 유지하면서 워터마크 w_f 를 삽입하여야 한다. 이때 사용되는 연약한 워터마크는 $[-1, 1]$ 범위의 실수값 w_f 으로 구성된다. 제안한 방법에서는 블라인드

검출을 위하여 $d_{I(k)}$ 를 좌,우 인덱스 $I(k)-1$ 및 $I(k)+1$ 에 해당되는 거리 차이 $d_{I(k)-1}$ 및 $d_{I(k)+1}$ 의 평균 $\hat{d}_{I(k)} = (d_{I(k)-1} + d_{I(k)+1})/2$ 으로 설정한 다음, $\hat{d}_{I(k)}$ 에 워터마크 w_k 를 삽입한다. 즉, 워터마크 w_k 는 삽입 인덱스의 거리 차이 크기순에 따라

$$d_{I(k)-1} < \hat{d}_{I(k)} = \hat{d}_{I(k)}(1 + \alpha_{I(k)}w_k) < d_{I(k)+1} \quad (12)$$

와 같이 삽입된다. 여기서 삽입 세기 $\alpha_{I(k)}$ 는 $[(\frac{d_{I(k)-1}}{\hat{d}_{I(k)}} - 1)/w_k, (\frac{d_{I(k)+1}}{\hat{d}_{I(k)}} - 1)/w_k]$ 의 범위를 가진다. 제안한 방법에서는 $\alpha_{I(k)}$ 를 이들의 중간값으로 설정 $(d_{I(k)+1} - d_{I(k)-1})/\hat{d}_{I(k)}w_k$ 한 다음, 이들의 최소값을 일정한 세기 $\alpha = \min(\alpha_{I(k)}, \forall k \in [1, N_F])$ 로 결정한다. 따라서 $d_{I(k)}$ 가 워터마크에 의하여 투영된 $d'_{I(k)}$ 는 $d'_{I(k)} = \hat{d}_{I(k)}(1 + \alpha w_k)$ 이다. 여기서 $d_{I(k)}$ 가 $d'_{I(k)} = |r'_{I(k)} - \hat{r}_{I(k)}|$ 로 투영되기 위하여 꼭지점 $v_{I(k)}$ 는 $r'_{I(k)} = \hat{r}_{I(k)} \pm d'_{I(k)} = \|\hat{v}'_{I(k)} - q\|$ 와 같이 $r_{I(k)}$ 에 따라 변경되어야 한다. 따라서 집합 C_f 로의 투영기 P_f 는 $d'_{I(k)}$ 가 되도록 그림 4 (b)에서와 같이 꼭지점 $v_{I(k)}$ 를 $\overrightarrow{qv_{I(k)}}$ 방향으로 이동시킨다.

$$\hat{v}'_{I(k)} = v_{I(k)} + \beta_{I(k)} \hat{u}_{I(k)}, \quad \hat{u}_{I(k)} = \overrightarrow{qv_{I(k)}} / \|\overrightarrow{qv_{I(k)}}\| \quad (13)$$

여기서 거리 $r_{I(k)}$ 는 $r'_{I(k)} = \|\hat{v}'_{I(k)} - q\|$ 이며, 이를 $\beta_{I(k)}$ 에 대하여 정리하면,

$$\beta_{I(k)}^2 + 2\overrightarrow{qv_{I(k)}} \cdot \hat{u}_{I(k)} + r_{I(k)}^2 - r'^2_{I(k)} = 0 \quad (14)$$

와 같으므로, $\beta_{I(k)}$ 는

$$\beta_{I(k)} = \frac{-\overrightarrow{qv_{I(k)}} \cdot \hat{u}_{I(k)}}{\pm \sqrt{(\overrightarrow{qv_{I(k)}} \cdot \hat{u}_{I(k)})^2 - (r_{I(k)}^2 - r'^2_{I(k)})}} \quad (15)$$

으로 얻어진다.

3.4 비가시성 블록 집합 C_v

3.4.1 비가시성 블록 집합 C_v 설계

제안한 방법에서는 원 데이터의 꼭지점 v_i 과 워터마크된 데이터의 꼭지점 v'_i 과의 PSNR를

$$PSNR = 10 \log_{10} \frac{\max^2}{\frac{1}{N_V} \sum_{i=1}^{N_V} \|\mathbf{v}_i - \mathbf{v}'_i\|^2}$$

where $\max = \max(\|\mathbf{v}_i\|, \forall i \in [1, N_V])$ (16)

기반으로 비가시성 블록 집합 \mathbf{C}_v 를

$$\mathbf{C}_v = \left\{ \mathbf{D} \mid \frac{\max^2}{\frac{1}{N_V} \sum_{i=1}^{N_V} \|\mathbf{v}_i - \mathbf{v}'_i\|^2} \geq 10^{Th/10} \right\} \quad (17)$$

으로 정의한다. \mathbf{C}_v 는 원 데이터인 기준 데이터와의 꼭지점 PSNR이 문턱치 Th [dB] 보다 작은 데이터들의 집합이다.

3.4.2 비가시성 블록 집합 투영기 P_v
 비가시성 집합 \mathbf{C}_v 의 조건을 다시 정리하면,

$$\frac{1}{N_V} \sum_{i=1}^{N_V} \|\mathbf{v}_i - \mathbf{v}'_i\|^2 \leq \frac{\max^2}{10^{Th/10}} \quad (18)$$

와 같다. 제안한 방법에서는 꼭지점 간의 거리 차가 $\|\mathbf{v}_i - \mathbf{v}'_i\|^2 \leq \frac{\max^2}{10^{Th/10}}$ 이 되도록 투영하므로, 비가시성 블록 집합 투영기 P_v 는

$$\mathbf{v}'_i = \begin{cases} \mathbf{v}_i + \frac{\max}{10^{Th/20}}, & \text{if } \mathbf{v}'_i > \mathbf{v}_i + \frac{\max}{10^{Th/20}} \\ \mathbf{v}_i - \frac{\max}{10^{Th/20}}, & \text{if } \mathbf{v}'_i < \mathbf{v}_i - \frac{\max}{10^{Th/20}} \\ \mathbf{v}_i, & \text{otherwise} \end{cases} \quad (19)$$

와 같다.

3.5 워터마크 추출

강인성 워터마크 \mathbf{w}_r 추출 과정에서는 강인성 블록 집합의 그룹 중심점 $g_i (i \in [1, N_w])$ 을 이용하여 워터마크된 3D 데이터 \mathbf{D}^* 상의 꼭지점 $\mathbf{v}_i^* (i \in [1, N_V])$ 들의 정규곡률 $\mathcal{A}(\mathbf{v}_i^*)$ 들을 그룹화한다.

$$\mathbf{G}^* = \{ \mathcal{G}_i^* \mid i \in [1, N_w] \},$$

$$\mathcal{G}_i^* = \{ \mathbf{v}_{i,j}^* \mid |\mathcal{A}(\mathbf{v}_{i,j}^*) - g_i| < |\mathcal{A}(\mathbf{v}_{i,k}^*) - g_i|, \quad (20)$$

$$j \in [1, N_{\mathcal{G}_i^*}], \forall i, k \in [1, N_w], i \neq k \}$$

그리고 각 그룹의 평균 정규곡률 m_i^* 과 중심점 g_i 을

$$w_i^* = \begin{cases} 0, & \text{if } m_i^* < g_i \\ 1, & \text{if } m_i^* > g_i \end{cases} \quad (21)$$

와 같이 비교함으로써 워터마크 비트 $w_i^* (i \in [1, N_w])$ 를 추출한다.

연약성 워터마크 \mathbf{w}_f 과정에서는 연약성 블록 집합의 기준점 \mathbf{q} 을 이용하여 각 꼭지점 $\mathbf{v}_i^* (i \in [1, N_V])$ 들의 거리 차이 $d_i^* = |r_i^* - \hat{r}_i^*|$ 를 구한 다음, 이를 내림차순으로 정렬한다. 이 때 $r_i^* = \|\overrightarrow{\mathbf{q}\mathbf{v}_i^*}\|$ 이고,

$\hat{r}_i^* = \sqrt{\frac{1}{N_V} \sum_{j=1}^{N_V} \|\overrightarrow{\mathbf{q}\mathbf{v}_{i,j}^*}\|^2}$ 이다. 그리고 정렬 인덱스 $l(k)$ 에 해당되는 거리 차이 $d_{l(k)}^*$ 를 이용하여 워터마크 $w_k^* (k \in [1, N_w])$ 를

$$w_k^* = \frac{1}{\alpha} \left(\frac{d_{l(k)}^*}{\hat{d}_{l(k)}^*} - 1 \right)$$

where $\hat{d}_{l(k)}^* = (d_{l(k)-1}^* + d_{l(k)+1}^*)/2$ (22)

추출한다. 이 때 α 는 워터마크 삽입과정에서 구한 삽입 세기이다.

IV. 실험 결과

본 실험에서는 제안한 방법의 평가를 위하여 Pelvis, Columna, Brain 및 Skeleton의 3D 데이터를 사용하였다. 표 1은 각 데이터들의 꼭지점 개수 및 Mesh 개수와 강인성 블록 집합 \mathbf{C}_r 의 그룹 개수 N_R 와 연약성 블록 집합의 인덱스 개수 N_F 를 보여준다. 3D 의료영상 데이터들의 위, 왼쪽, 정면 및 대각선 방향으로 투영된 영상은 그림 5에서와 같다. 실험에 사용된 강인성 워터마크 \mathbf{w}_r 의 길이 N_w 는 $N_w \leq N_R$ 이며, 연약성 워터마크 \mathbf{w}_f 의 길이 N_f 는 $N_f \leq N_F$ 보다 작게 선택된다. 즉, 삽입되는 워터마크의 최대 길이는 각각 N_R 및 N_F 이다. 본 실험에서 Pentium 4 CPU 3GHz, 512MB 메모리를 가지는 PC 환경에서 최대 길이를 삽입하였을 경우, 투영되는 반복 횟수는 5-12회 정도이며, 시간은 819-2,513[ms] 정도이다. 제안한 방법의 성능 평가를 위하여 본 실험에서는 일반적인 워터마킹 성능 평가인 비가시성과 각종 공격에 대한 강인성을 평가하였다.

표 1. 실험 데이터

| 데이터 | Pelvis | Columna | Brain | Skeleton |
|--------------------|----------|----------|---------|----------|
| 꼭지점 개수 | 31,438 | 38,195 | 18,847 | 8,338 |
| 메쉬 개수 | 63,012 | 76,288 | 36,758 | 16,040 |
| C_r 그룹 개수 N_R | 368 | 417 | 220 | 97 |
| C_f 인덱스 개수 N_F | 10,479 | 12,731 | 6,282 | 2,779 |
| 투영 횟수/시간[ms] | 10/2.120 | 12/2,513 | 7/1,538 | 5/819 |

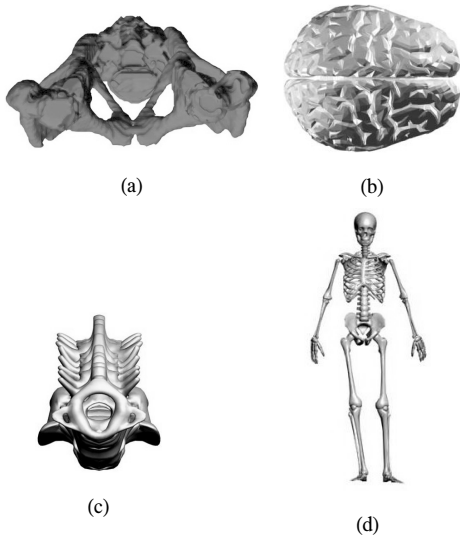


그림 5. 테스트 3D 의료영상 데이터인 (a) Pelvis, (b) Brain, (c) Columna, 및 (d) Skeleton의 정면 방향으로 렌더링된 영상

4.1 비가시성 평가

비가시성 블록 집합 C_c 는 원 데이터 꼭지점과 워터마크된 데이터 꼭지점들 간의 PSNR을 이용하여 설계되어진다. 이 때, C_c 내의 문턱치 m 는 목표 PSNR로, 강인성 및 연약성 블록 집합들과의 교집합이 공집합이 되지 않게 적절히 선택되어야 한다. 또한 3D 의료영상 데이터는 기존 3D 모델 데이터와는 달리 높은 PSNR을 유지하여야 한다. 따라서 본 실험에서는 문턱치 m 를 45[dB]로 설정한 다음, 워터마크된 데이터의 PSNR이 m 보다 크도록 투영하였다. 그리고 강인성 및 연약성 워터마크의 길이 N_w 및 N_f 를 각각 N_R 및 N_F 의 50-100%를 선택한 후, 각 길이에 대한 PSNR을 측정하였다. 그림 6은 최대 삽입 개수 N_R 및 N_F 에 대한 워터마크 길이 비율 $r = 1/2(N_w/N_R + N_f/N_F) \times 100[\%]$ 에 따른 꼭지점 PSNR을 보여준다. 이 그림을 살펴보면, 최대 삽입 비율인 $r = 100[\%]$ 경우, PSNR은 45.10-47.22[dB] 정도로 목표치보다 모두 높게 나타

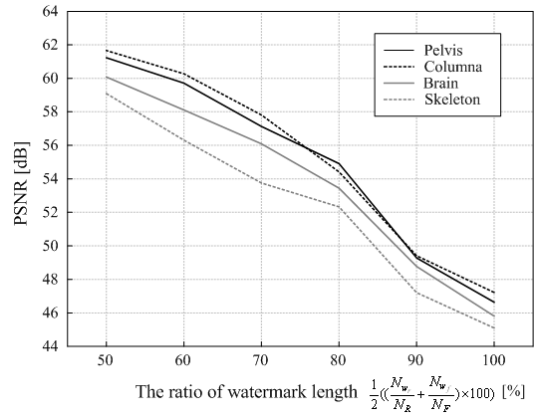


그림 6. 워터마크 길이별 꼭지점 PSNR

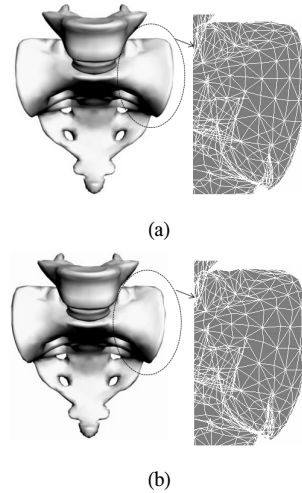


그림 7. (a) 원 Columna 데이터와 (b) 워터마크된 Columna 데이터의 하단 부분을 확대한 렌더링 영상과 와이어프레임 영상

났다. 그러나 워터마크 삽입 비율을 낮출 경우에는 점진적으로 PSNR이 높아짐을 알 수 있다. 또한 본 실험에서는 워터마크된 데이터와 원 데이터들 간의 주관적인 비가시성을 판단하였다. 원 데이터와 워터마크된 데이터를 비교시 두 데이터 상의 차이점을 거의 구별할 수 없음을 알 수 있었다. 그림 7에서와 같이 Columna 데이터의 하단 부분을 확대하여 살펴보면, 메쉬 간의 변화분이 많은 복잡한 영역에 속하는 꼭지점들이 많이 이동됨을 볼 수 있으며, 특히 모서리 부분에 변화가 있음을 볼 수 있다. 그러나 정규 스케일 상에 나타난 데이터들 간의 가시적인 차이점은 거의 없음을 알 수 있다.

4.2 강인성 및 연약성 평가

제안한 기법의 강인성 및 연약성 평가를 위하여 본 실험에서는 다해상도에 의한 메쉬 간단화, 메쉬 부분할, 대칭 복사, 구부림, 잡음, 팽창력 완화, 신축, 꼭지점 삭제 및 RST 등을 수행하였다. 강인성 실험에서는 워터마크 w_r^* 의 BER(Bit Error

Rate)를 이용하여 강인성을 평가하였으며, 연약성 실험에서는 워터마크 w_f^* 의 유사도가 1이면 인증(A) 아니 경우에는 비인증(NA)으로 하여 연약성을 평가 하였다. 각 공격에 대한 강인성 결과는 그림 8에서와 같다.

다해상도 메쉬 간단화는 원 데이터의 꼭지점 또

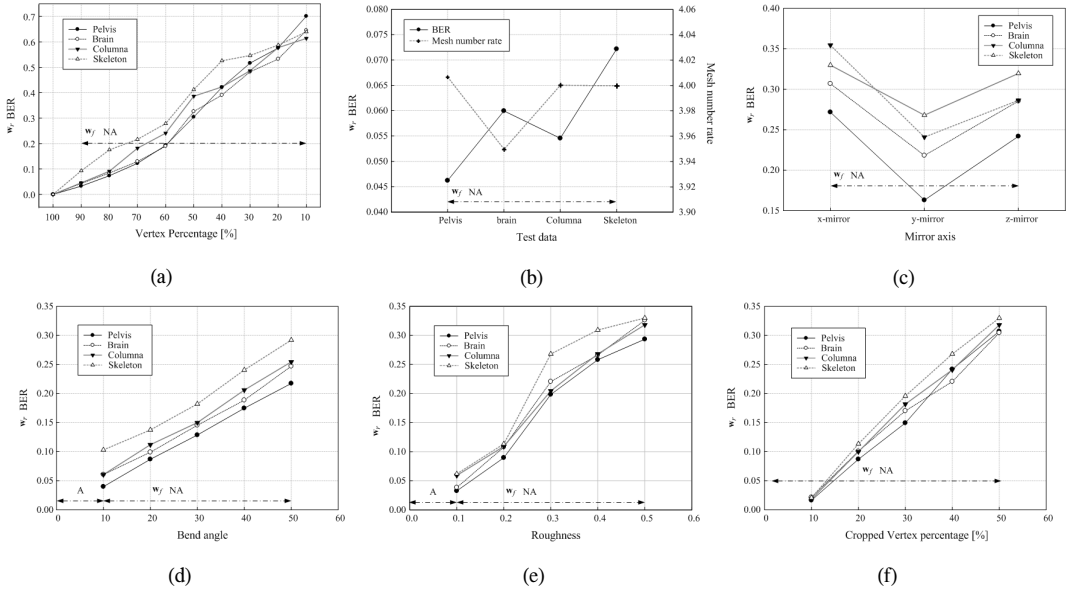


그림 8. (a) 다해상도 메쉬 간단화, (b) 메쉬 부분할, (c) 대칭 복사, (d) 구부림, (e) 잡음 및 (f) 데이터 삭제된 데이터들의 BER

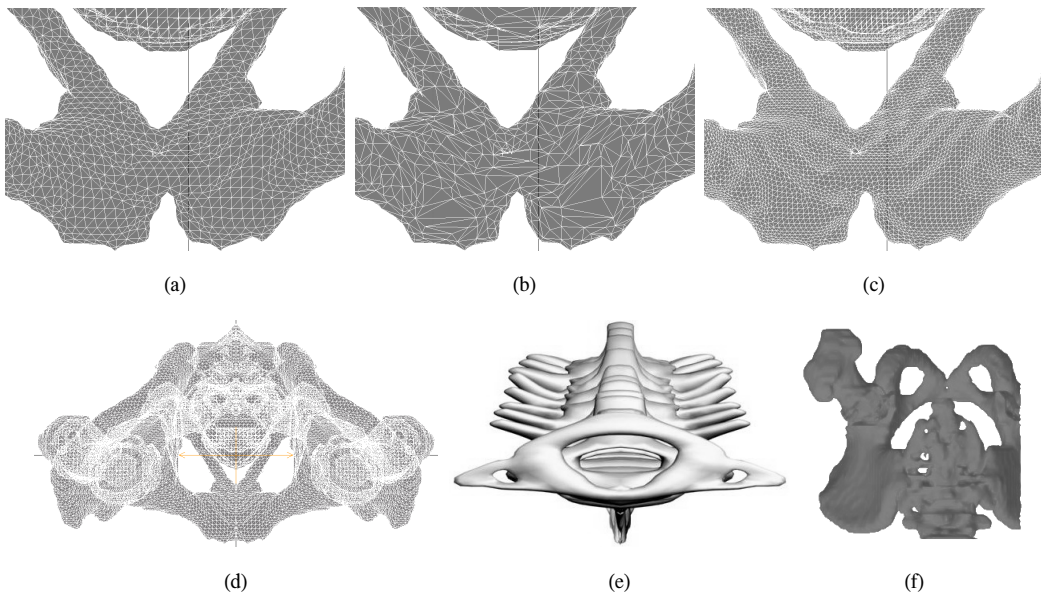


그림 9. (a) 원 Pelvis 데이터와 (b) 60% 꼭지점 해상도를 가지는 데이터 및 (c) 메쉬 부분할된 데이터의 와이어프레임 중 아래 부분, (d) 윗면 x축 방향으로 대칭 복사된 Pelvis 데이터, (e) x축 구부러진 Columna 데이터 및 (f) 약 20% 정도 꼭지점들이 삭제된 Pelvis 데이터

는 메쉬 개수를 기준으로 원하는 개수를 가지도록 변환한다. 그림 9 (a)와 (b)에서는 각각 Pelvis 데이터의 와이어프레임과 60% 꼭지점 해상도를 가지는 Pelvis 데이터를 보여준다. 이 실험에서는 10-90% 정도의 꼭지점 개수를 가지도록 3D 데이터들을 다 해상도로 변환한 후, 워터마크를 추출하였다. 추출된 강인성 워터마크 w_f^* 의 BER은 그림 8 (a)에서와 같다. 이 그림으로부터 60%까지 꼭지점 개수를 가지는 데이터들의 BER은 0.27이하이며, 50%일 때 BER은 0.304-0.412정도로 워터마크의 약 60% 정도가 추출됨을 알 수 있다. 다해상도 메쉬 간단화에 의하여 변경된 꼭지점 개수에 의하여 연약성 블록 집합의 정렬 인덱스 길이와 정렬 순서가 바뀌어진다. 따라서 10%부터 연약한 워터마크 w_f^* 의 유사도가 모두 1이 아니므로, 다해상도 메쉬 간단화에서는 모두 비인증(NA)이다.

메쉬 부분할은 각 메쉬들을 4개의 부분 메쉬들로 재분할하는 것으로 꼭지점 개수가 이에 따라 증가된다. 그림 9 (c)는 부분할된 Pelvis 데이터의 왼쪽 와이어프레임을 보여준다. 메쉬 부분할 실험에서는 모든 메쉬들을 부분할한 후, 워터마크를 추출하였으며, 이에 대한 결과는 그림 8 (b)에서와 같다. 이 결과로부터 강인성 워터마크 w_f^* 의 BER이 0.046-0.072 정도로 워터마크 손실이 거의 없음을 알 수 있다. 메쉬 부분할은 다해상도 메쉬 간단화와 유사하게 꼭지점 개수가 변경되므로, 연결성 블록 집합의 정렬 인덱스가 변경된다. 따라서 메쉬 부분할된 모든 3D 데이터들은 연약한 워터마크 w_f^* 유사도가 1이 아니므로, 모두 비인증(NA)이다.

대칭 복사는 x,y,z 중 하나의 축을 기준으로 데이터들을 슬라이스 후, 이 축을 기준으로 한 부분을 반사 생성하고 나머지 부분은 삭제한다. x 축으로 대칭 복사된 Pelvis 데이터의 와이어프레임은 그림 9 (d)에서와 같다. 대칭 복사 실험에서는 각 축 상에 대하여 대칭 복사를 수행한 후, 워터마크를 추출하였다. 이에 대한 결과는 그림 8 (c)에서와 같다. 이 그림으로부터, z 축 상의 대칭 복사일 때 강인성 워터마크 w_f^* 의 BER이 0.272-0.355이며, y 축 상의 대칭 복사일 때 BER이 0.163-0.268이며, 마지막으로 z 축 상의 대칭 복사일 때 BER이 0.242-0.320임을 볼 수 있다. 즉, 각 축 상마다 삭제되는 꼭지점량이 다르며, 특히 z 축 상일 때 삭제되는 꼭지점들이 많다. 그러나 66% 이상의 워터마크 w_f^* 가 추출됨을 확인할 수 있다. 대칭 복사에서는 대칭축을

기준으로 삭제되는 꼭지점들에 의하여 연약성 블록 집합의 정렬 인덱스 길이와 정렬 순서가 변경된다. 또한 워터마크된 꼭지점들이 삭제되므로 연약한 워터마크 w_f^* 의 유사도가 1이 아니다. 따라서 대칭 복사에서는 w_f^* 에 의하여 비인증(NA)으로 판별된다.

구부림은 x,y,z 축 상에 각도와 방향을 조정하여 3D 데이터를 균일하게 구부린다. x 축에 대하여 구부러진 Columna 데이터들은 그림 9 (e)에서와 같다. 구부림 실험에서는 각 축에 대하여 동일한 각도 및 방향을 (10,10)에서 (50,50)까지 구부린 후, 워터마크를 추출하였다. 각 축 상에 강인한 워터마크 w_f^* 의 평균 BER은 그림 8 (d)에서와 같이 10-30%일 때 0.182 이하이며, 40-50 일 때는 0.175-0.292 정도이다. 즉, 각 축 상의 각도 및 방향을 (50,50) 일 때까지 구부려도 약 70% 이상 워터마크가 추출됨을 알 수 있다. 구부림에서는 전체적으로 균일하게 3D 데이터를 구부리므로, 구부리는 각도 및 방향에 따라 연약성 블록 집합의 정렬 인덱스가 변경이 된다. 실험으로부터 각도 및 방향이 (10,10)까지는 연약한 워터마크 w_f^* 의 유사도가 1이나, (10,10) 이후부터는 유사도가 1이 아니다. 따라서 (10,10)까지 구부러진 3D 데이터들은 인증(A)이나 그 이외에는 비인증(NA)으로 판별된다.

잡음은 3D 데이터 꼭지점들의 위치를 x,y,z 축 상의 거침도(Roughness)에 따라 랜덤하게 가변한다. 잡음 실험에서는 x,y,z 축 상의 세기를 (10,10,10)으로 고정한 후, 거침도를 0.1-0.5까지 가변하였다. 각 거침도에 따른 강인한 워터마크 w_f^* 의 BER은 그림 8 (e)에서와 같다. 이를 살펴보면, 거침도가 0.3일 까지 BER이 0.268 이하이나, 0.4-0.5일 때 BER은 0.258-0.330으로 67% 이상의 워터마크가 추출됨을 확인할 수 있다. 연약성 블록 집합의 정렬 인덱스는 거침도가 0.1부터 변경된다. 따라서 연약한 워터마크 w_f^* 에 의하여 거침도가 0-0.1까지 잡음을 가지는 3D 데이터는 인증(A)이나, 0.1부터 잡음을 가지는 3D 데이터는 비인증(NA)으로 판별된다.

데이터 삭제 실험에서는 임의의 축 방향으로 꼭지점들을 10-50% 까지 차례로 삭제한 다음, 워터마크를 추출하였다. 약 20% 정도 꼭지점들이 삭제된 Pelvis 데이터는 그림 9 (f)에서와 같다. 추출된 워터마크 w_f^* 의 BER은 그림 8 (f)에서와 같으며, 이를 살펴보면 30%까지 꼭지점 삭제시 BER은 0.196이하이고 40-50% 꼭지점 삭제시 BER은 0.221-0.320 정도이다. 즉, 꼭지점이 50% 삭제되어도 약 68%

이상의 워터마크가 추출됨을 확인할 수 있다. 꼭지점 데이터 삭제시 삽입 또는 기준 꼭지점들이 없으므로, 연약성 블록 집합의 정렬 인덱스의 정렬 순서와 정렬 길이가 바뀌어진다. 따라서 약간의 데이터 삭제에도 3D 데이터는 연약한 워터마크 w_f^* 에 의하여 비인증(NA)으로 판별된다.

RST 실험에서는 임의의 위치로 이동, 임의의 방향으로 회전 및 임의의 인자로 스케일링을 수행한 후, 워터마크를 추출하였다. 강인성 블록 집합에서 각 그룹의 정규곡률 중심점들과 연약성 블록 집합의 거리 차이에 대한 정렬 인덱스는 이동 및 회전에 대하여 영향을 받지 않는다. 그러나 스케일링에서는 원 데이터 크기로 재스케일링하는 전처리 과정을 수행한 후, 워터마크를 오류없이 추출할 수 있다. 따라서 RST에서는 강인성 및 연약성 워터마크 w_r^* 및 w_f^* 를 모두 추출할 수 있다.

이상의 실험 결과로부터 제안한 기법에서의 강인한 워터마크 w_r 는 다해상도 메쉬 간단화, 메쉬 부분할, 대칭 복사, 구부림, 잡음, 푸쉬, 완화, 신축, 데이터 삭제 및 RST 등에 대하여 강인하며, 연약한 워터마크 w_f 는 RST를 제외한 나머지 공격에 대하여 연약함을 확인할 수 있다.

V. 결 론

본 논문에서는 헬스케어 정보 관리 시스템 상의 3D 의료영상 데이터 보호 및 인증, 진단 정보 은닉 및 인덱싱을 위한 다중 워터마킹 기법을 제안하였다. 제안한 기법에서는 데이터 보호 및 인증을 위한 디지털 서명과 인덱싱 정보를 강인하게 삽입하고, 진단 정보 및 인증을 위한 참조 메시지를 연약하게 삽입한다. 이 때 강인성과 연약성 및 비가시성을 모두 만족하기 위하여 POCS 워터마킹 기반으로 세 가지 속성을 만족하는 블록 집합들을 설계한 다음, 이들 집합으로 반복 교대 투영한다. 실험 결과로부터 강인한 워터마크는 3D 기하학 공격들에 대하여 강인성을 유지한 반면, 연약한 워터마크는 이들 공격에 대하여 모두 연약함을 확인하였다. 따라서 두 가지 속성을 가지는 워터마크에 의하여 제안한 기법이 3D 의료영상진단기기, 3D PACS, 의료 전자도서관 등 3D 의료영상 데이터의 위·변조 방지 및 저작권 보호뿐만 아니라 접근통제, 식별제거, 캡션, 원본식별, 무결성 검증 및 인덱싱 등의 보안 기술에 적용이 가능하다. 이를 통하여 안전한 3D 의료 정

보 시스템 운영, 의료진과 환자간의 신뢰성 확보 및 의료 분쟁시 증빙 자료 제공이 가능할 것이다.

참 고 문 헌

- [1] DICOM Standard, <http://medical.nema.org>
- [2] G. Coatrieux, L. Lecornu, C. Roux, B. Sankur, "A Review of Image Watermarking Applications in Healthcare," *IEEE EMBS Annual International Conference, Engineering in Medicine and Biology Society*, pp. 4691-4694, Aug. 2006.
- [3] A. Giakoumaki, S. Pavlopoulos, and D. Koutsouris, "Multiple Image Watermarking Applied to Health Information Management," *IEEE Trans. on Information Tech. in Biomedicine*, 10(4), Oct. 2006.
- [4] S.J. Lim, H.M. Moon, S.-H. Chae, S.B. Pan, Y. Chung, and M.H. Chang, "Dual Watermarking Method for Integrity of Medical Images," *2008 Second International Conference on Future Generation Communication and Networking*, 2, pp. 70-73, 2008.
- [5] A. Wakatani, "Digital Watermarking for ROI Medical Images by Using Compresses Signature Image," *HICSS'02*, 6, pp. 157, 2002.
- [6] S. Boucherkha and M. Benmohamed, "A Lossless Watermarking Based Authentication System for Medical Image," *Proceedings of World Academy of Science, Engineering and Technology*, 1, pp. 240-243, Jan. 2005.
- [7] 이택희, 계획원, 신영길, "3차원 의료영상 시스템의 현황과 향후 방향", *정보과학회지*, 25(2), pp. 54-58, Mar. 2007.
- [8] 이덕운, 남우현, 나종범, "진단 및 치료를 위한 3차원 의료 영상의 응용," *전자공학회지*, 35(4), pp. 67-75, Apr. 2008.
- [9] 인피니트테크놀로지, <http://www.infinit.com>
- [10] 3D-DOCTOR, <http://www.3d-doctor.com>
- [11] 3D medical animation library, <http://www.healthcentral.com/>
- [12] Hybrid medical animation, <http://hybridmedicalanimation.com/>
- [13] S.H. Lee and K.R. Kwon, "3D Mesh Model Watermarking Based Projection," *Korea*

Multimedia Society, 8(12), pp. 1572-1580, Dec. 2005.

[14] 이석환, 권성근, 권기룡, “볼록 집합 투영기법을 이용한 3D 메쉬 워터마킹,” *대한전자공학회논문지*, 43(2), pp. 81-92, Apr. 2006.

[15] P.R. Alface, B. Macq, and F. Cayre, “Blind and Robust Watermarking of 3D Models: How to Withstand the Cropping Attack?,” *IEEE International Conference on Image Processing*, 5, pp. V-465-468, Oct. 2007.

[16] J.J. Lee, N.I. Cho, and S.U. Lee, “Watermarking Algorithms for 3D NURBS Graphic Data,” *EURASIP Journal on Applied Signal Processing*, 2004(14), pp. 2142-2152, 2004.

[17] Z. Pan, S. Sun, M. Zhang, and D. Zhang, “Watermarking NURBS Surfaces,” *Advances in Multimedia Information Processing, PCM 2005*, (3768/2005), pp. 325-336, Oct. 2005.

[18] K.R. Kwon, J.S. Sohn, Y. Huh, and S.H. Lee, “The Watermarking for 3D CAD Drawing using Line, ARC, 3DFACE Components,” *IEEE International Conference on Multimedia and Expo*, pp. 1361-1364, July 2006.

[19] H.J. Chang, B.J. Jang, S.H. Lee, S.S. Park, and K.R. Kwon, “3D GIS vector map watermarking using geometric distribution,” *IEEE International Conference on Multimedia and Expo*, pp. 1014-1017, June 2009.

[20] N. Dyn, K. Hormann, S.-J. Kim and D. Levin, “Optimizing 3D Triangulations Using Discrete Curvature Analysis,” *Math. Methods for Curves and Surfaces*, pp. 135-146, 2000.

[21] A. Jagannathan and E. L. Miller, “Three-Dimensional Surface Mesh Segmentation Using Curvedness-Based Region Growing Approach,” *IEEE Trans. on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, 29(12), pp. 2195-2204. Dec. 2007.

[22] X. Pengdong, N. Barnes, T. Caetano and P. Lieby, “An MRF and Gaussian Curvature Based Shape Representation for Shape Matching,” *IEEE Conference on Computer Vision and Pattern Recognition CVPR '07*, pp. 1-7, June 2007.

이 석 환 (Suk-Hwan Lee)

정회원



1999년 2월 경북대학교 전자공학과 공학사
2001년 2월 경북대학교 전자공학과 공학석사
2004년 8월 경북대학교 전자공학과 공학박사
2005년 3월~현재 동명대학교 정보보호학과 조교수

<관심분야> 워터마킹, DRM, 영상신호처리

권 기 룡 (Ki-Ryong Kwon)

정회원(교신저자)



1986년 2월 경북대학교 전자공학과 공학사
1990년 2월 경북대학교 전자공학과 공학석사
1994년 8월 경북대학교 전자공학과 공학박사
2000년 7월~2001년 8월 Univ. of Minnesota, Post-Doc.

1996년 3월~2006년 2월 부산외국어대학교 컴퓨터전자공학부 부교수

2006년 3월~현재 부경대학교 전자컴퓨터정보통신공학부 교수

<관심분야> 멀티미디어 정보보호, 멀티미디어 통신 및 신호처리