

Intraoral Scanner로 촬영된 치아 이미지의 정렬

고민수 · 박상철[†]
아주대학교 산업공학과

Registration of Dental Range Images from a Intraoral Scanner

Min Soo Ko and Sang Chul Park[†]

Dept. of Industrial Engineering, Ajou Univ.

Received 11 February 2016; received in revised form 28 March 2016; accepted 28 March 2016

ABSTRACT

This paper proposes a framework to automatically align Dental range image captured by depth sensors like the Microsoft Kinect. Aligning dental images by intraoral scanning technology is a difficult problem for applications requiring accurate model of dental-scan datasets with efficiency in computation time. The most important thing in dental scanning system is accuracy of the dental prosthesis. Previous approaches in intraoral scanning uses a Z-buffer ICP algorithm for fast registration, but it is relatively not accurate and it may cause cumulative errors. This paper proposes additional Alignment using the rough result comes after intraoral scanning alignment. It requires that Each Depth Image of the total set shares some overlap with at least one other Depth image. This research implements the automatically additional alignment system that aligns all depth images into Completed model by computing a network of pairwise registrations. The order of the each individual transformation is derived from a global network and AABB box overlap detection methods.

Key Words: 3D printing, 2D-3D Registration, Scanned data, 3D models, Depth camera

1. 서 론

치아 시장에서는 정밀한 치아 수복물 제작을 위해 오랜 기간 동안 환자의 구강 구조를 측정해 왔다. 치아 수복물은 인간의 구강 내에 삽입되는 특성 상 요구 정밀도가 $50\ \mu\text{m}$ (0.05 mm)로, 다른 분야에 비해 높은 요구수준을 가지고 있다. 모든 제작 과정 중에서도 가장 중요한 수치는 최종 수복물의 정밀도라고 볼 수 있다. 치의학 관계자들은

치아 수복물을 제작하는 Milling 과정을 상대적으로 중요하게 생각하기도 하지만, 이에 못지않게 중요한 것이 측정이다. 설계도가 정확해야 견고한 건물을 지을 수 있듯 측정이 정확해야 제대로 된 수복물을 만들 수 있는 튼튼한 기초가 된다^[4]. 그러나 치아는 굉장히 복잡한 굴곡 형태로 구성되어 있고 그 크기도 작아, 정밀한 측정이 어려운 실정이다. 이에 따라 치아 시장에서는 환자의 구강을 최대한 정밀하게 측정하기 위한 방법으로, 실리콘 등의 소재로 이루어진 인상재를 활용하여 치아인상(Dental Impression)을 채득하고 이를 활용한 구강 석고모델을 제작하여 환자의 구강구조를 파악

[†]Corresponding Author, scpark@ajou.ac.kr
©2016 Society for Computational Design and Engineering

하는 방법을 사용해왔다. 이를 Analog 측정 방식이라 한다⁴⁾. 그러나 이 방식은 채득 과정에서 시술자의 경험 및 주관적 판단에 의존하는 경우가 많아, 시술자 간의 결과 편차가 발생할 수 있다는 단점이 있다. 또한 인상재와 석고 등 Model 작업에 드는 재료비용, 기공상의 시간 비효율성 문제를 안고 있으며, 인상채득부터 석고모델까지의 기공과정에서 나오는 오차의 합을 무시할 수 없다. 이는 환자의 Chair-time(시술시간)을 증가시키는 요인이 된다.

이러한 문제점들을 대체하기 위해 측정 방식으로 3D scanning 방식이 새로 도입되고 있는 추세이다. 3D scanning이란 단일 혹은 복수의 Image sensor를 통해 실제 대상물의 정보를 측정하고 이를 3D Data화 하는 기술을 말한다. 이는 실물 기반의 Content를 주로 제작하는 의료 분야에 핵심 기술로 응용되면서 기존 의료기 측정 시장을 점차 바꿔나가고 있다.

Fig. 1에서는 Model scanner의 Procedure를 보여주고 있다. 이 Model scanner는 3D scanner로서 치아 의료시장에 제일 먼저 도입되었다. 이는 채득된 치아인상을 제품 내부에 삽입하고, 각도와 위치를 변화시키며 치아의 3D Image를 획득하는 방식을 택하고 있다. 대부분 Structured Light 등의 반

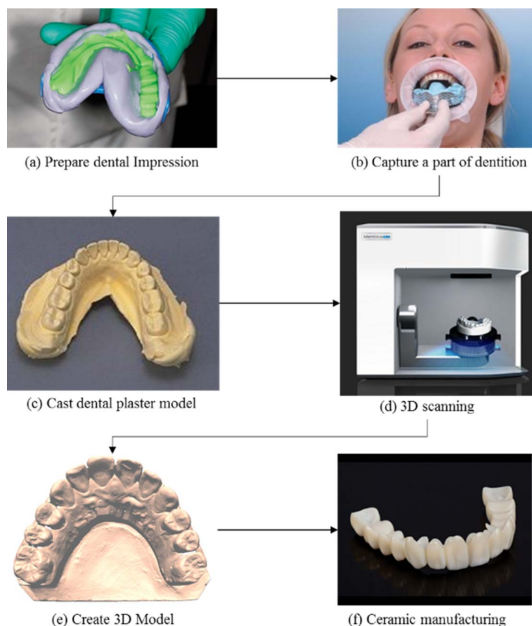


Fig. 1 Conventional Dental Implants manufacturing procedure

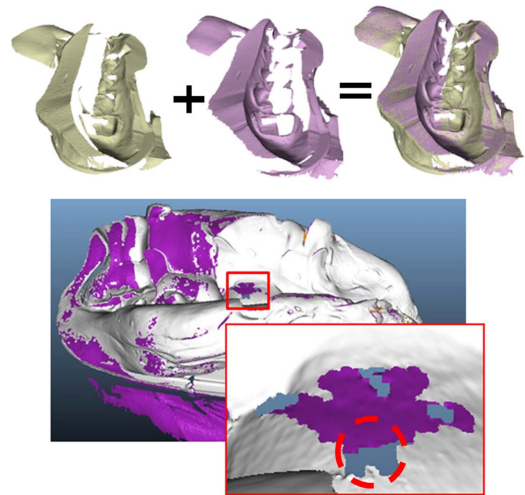


Fig. 2 3D Model from a model scanner

사식 이미지를 측정하기 때문에 한 이미지를 측정할 때마다 치아인상의 전체 이미지를 획득하게 되며, 촬영 각도에 따라 보이지 않는 사각이 존재하게 된다. 따라서 이 사각을 없애기 위해 다양한 방향에서 여러 번 측정하는 것이 보편적이다. 이 Model Scanner에서는 여러 방향에서 측정된 치아 이미지를 얼마나 정확하게 정합하느냐가 이슈가 된다. 충분히 여러 각도에서 찍었다더라도 반사식으로 촬영된 이미지 특성상 보이지 않는 사각이 중첩되어 완성 모델에 Hole을 생성시킬 수 있는 가능성이 있기 때문이다. 따라서 충분한 촬영 횟수와 치아인상 전체 이미지의 효율적인 정합이 요구된다. Model scanner로 두 가지 각도에서 촬영된 이미지와, 그의 정합에서 발생할 수 있는 virtual hole을 Fig. 2가 보여주고 있다.

최근에는 3D scanner를 구강 내 삽입하여 활용하는 방식인, Intraoral scanning 방식이 도입되고 있다. 이는 소형 Scanner를 구강 내에 삽입하여, 치아의 부분적인 Range Image를 초당 10~30장씩 촬영하고 실시간으로 정합(Registration)하여 시술자에게 3D 모델의 취득 현황을 직관적으로 제공하는 방식이다. 촬영자가 Model의 취득 과정을 확인하며 진행하기 때문에, Model Scanner와는 달리 Model의 Hole을 염려할 필요가 없다. 또한 전체를 여러 번 촬영해야 하는 Model scanner에 비해 정합에 드는 부담감이 낮다는 장점이 있다.

추가적으로, Intraoral scanning 방식은 기존의 측정 방식에 비해 다음과 같은 편의성을 제공한다.

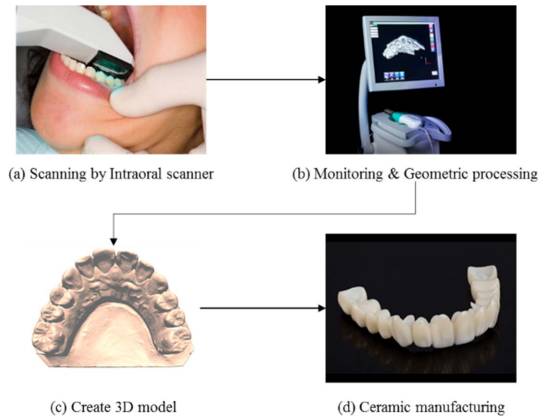


Fig. 3 Intraoral scanning procedure

- (1) 인상을 채득하지 않아, Model 작업에 드는 시간과 비용이 절감된다.
- (2) 진료실에서 간혹 범할 수 있는 임상적 실수를 즉각적으로 수정할 수 있다.
- (3) 대합치아를 건드리지 않는다.
- (4) 치아 인상 재료, 석고모형, 가공과정에서 오는 오차의 합이 줄어든다.
- (5) 총 비용과 제작 기간이 감소한다.

이러한 장점^[4]들로 인해, 치아 시장에서는 이 Intraoral scanning을 효과적으로 도입하기 위해 연구를 활발히 진행하고 있다.

Intraoral scanning을 평가하는 요소로는 여러 가지를 들 수 있지만 최종 모델의 정확도, 그리고 계산 수행 시간을 핵심 지표로 뽑는다. 그리고 이 수치에 가장 큰 영향을 미치는 과정 중 하나가 정합(Registration)이다. 정합은, 치아의 부분적인 Range Image들을 한 Model처럼 이어 붙이는 과정을 말한다. 촬영된 Range Image는 X, Y, Z로 구성된 점군(Point Cloud) 자체일 뿐 3D 공간상에서의 위치, 각도 등의 Transformation 정보를 포함하고 있지 않기 때문이다. 직관성 제공을 위해 찍는 동시에 실시간으로 정합되는 Intraoral scanning 특성상, 이 정합순서는 촬영 순서에 따라 진행된다. 이러한 정합 방식으로 Benjemaa가 제안한 방식^[6]이 사용되었으며, 빠른 대응 점 Matching이 특징이다. 그러나 이 정합 방식으로 완성된 최종 model은 정밀도가 100~500 μm 수준으로, 치아 영역의 요구수준인 50 μm 을 만족시키지 못한다. 이의 원인으로서는 다음과 같은 사항을 들 수 있다.

- (1) 촬영 순서대로 정합하는 것이 최적 정합 대상이 아닐 수 있다. 치아의 복잡한 굴곡 특성상 획득되지 못하는 영역의 차이로 인해, 더 잘 맞는 정합 대상이 존재할 가능성이 있다.
- (2) 초기에 발생한 작은 오차가 계속 누적되는 누적 오차가 발생할 수 있다.
- (3) 주변 치아를 고려하지 않고 local하게 정합하기 때문에 정밀도가 떨어진다.

위의 문제점을 해결하기 위해서는 첫 번째로 최적의 정합 대상을 선정하는 방법이 있다. 허나 그러기 위해서는 먼저 일정 이상의 Range image의 정보가 필요하게 되는데, Intraoral scanning 방식에서는 촬영 종료 시까지 모든 range image를 가지고 있을 수 없다. 해결 방법의 두 번째로는, 오차가 발생하지 않도록 정합을 보다 정밀하게 수행하는 방법이 있다. 그러나 계산시간의 증가를 피할 수 없으며, 직관성에서 요구되는 수준인 15 fps (frame per second)를 확보하기에 제약이 걸리게 된다.

따라서 본 연구에서는 Intraoral scanning 종료 후 비 정밀하게 정합된 Range Image를 받아 이를 다시 정합시키는 추가 과정을 제안한다. 이 방식은 Intraoral scanning의 장점인 직관적 채득 현황을 살려주되, 최종 정합되는 결과물의 품질만 높이는 전략이다. 제안되는 방식은 Range Image들의 형상(Feature) 유사성을 통해 연결 망을 그리고 정렬 순서를 재 결정한 뒤, 그에 따라 Global한 정합을 추가적으로 수행한다. 이는 점(Point)의 형상 추출 기법, Network 형성 기법 등을 활용하여 치아 시장 요구수준 내의 정밀도를 도출해 낸다. 또한 형상 유사성을 측정할 때, Range Image의 AABB(Axis Aligned Boundary Box)가 겹치는 Image들만 고려하는 방법을 통하여 치과 영역 처리속도의 요구수준을 달성하였다.

2. Intraoral Scanning 관련 특성

2.1 Dental range image 특성

Intraoral Scanner는 치아의 부분적인 이미지인 Range Image를 제공한다. Range Image란, Depth sensor 등으로 촬영된 점군(Point Cloud)의 집합으로서 X, Y 좌표와 그에 해당하는 Depth 값을 저장하는 형식을 말한다. Fig. 4에서는 Intraoral

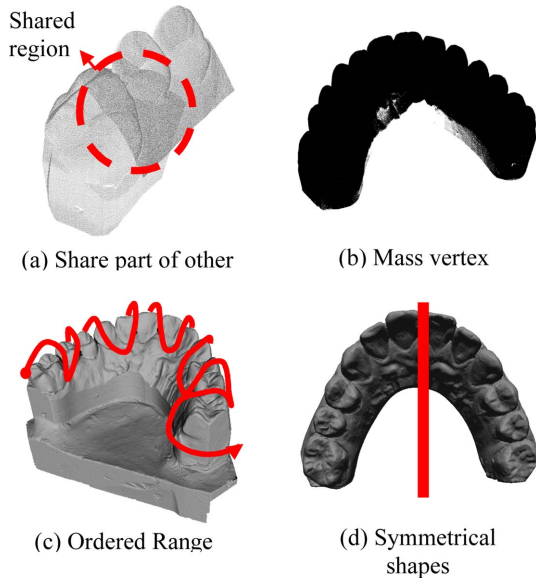


Fig. 4 Attributes of Dental range image

scanner에서 촬영된 Dental Range image의 특성을 보여주고 있다. 보통 하나의 Range Image는 8만~11만 개의 점군으로 구성되며, 하나의 Range Image는 반드시 다른 Image와 겹치는 부분이 있다는 점, 순서대로 찍힌 이미지라는 점, 전체 점 개수가 8천만~1억개의 점이라는 것, 마지막으로 완성된 치아 모델은 대칭형이라는 특징이 있다. 한쪽 각도에서 촬영된 Range Image는 치아의 굴곡 등으로 인해 보이지 않는 부분이 생길 수 있게 되며, 반대편의 정보를 포함하고 있지 않기에 여러 각도에서 촬영되어야 한다. 따라서 모든 정보가 획득될 때까지 각도와 위치를 변형시켜가며 촬영하고, 한 구역의 치아 정보가 온전히 획득되면 그 다음치아로 이동하는 순서를 밟고 있다. 결과적으로는 하악 혹은 상악의 전체 모델을 취득하기 위해 한쪽 끝 제 3대구치(사랑니)부터 반대 쪽 3대구치까지, U자 모형태의 진행방향을 띄는 것이 일반적이다.

2.2 Intraoral Registration 특성

CAD분야에서는 Registration이라는 주제로 많은 연구가 수행되어 왔다. 제 1장 3절에 언급된 것과 같이 Registration의 목적은 두 점군 간의 Euclidean motion(기하학적 움직임)의 차이를 찾아내고 그 차이만큼 점군을 이동시켜, 최대한 형상에 맞게 일치시키는 것이다. 목표가 되는 점군을

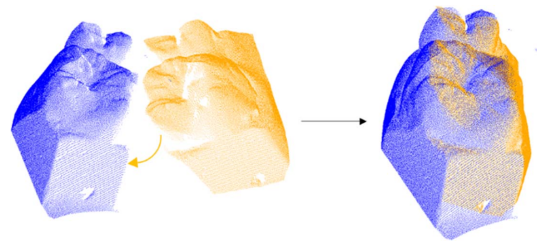


Fig. 5 Registration of Dental range images

Target이라 하며, Pose가 변환되는 점군을 Model이라 부른다. model은 Target을 향해 rigid transform(강체 변환, Transpose + Rotation)을 수행하며, 보통 Target과의 Euclidean motion이 비슷해 질까지 Rigid transform이 수행된다^[10]. Salvi는 이를 Coarse registration, Fine registration의 두 종류로 분류하고 있다^[7].

Coarse registration이란 두 점군을 정확하게 일치시키기 전에, 계산 속도 등의 효율을 위해서 일정 이상의 Initial registration(초기 정합)을 수행하는 것을 말한다. 두 점군이 너무 멀리 떨어져 있거나 비틀어져 있을 경우 정합을 진행하는 데 많은 어려움을 겪게 되므로, 이를 미연에 방지하기 위해 적정의 pose 변환을 시도하는 것이다. 이를 위해 Besl *et al.*은^[11]에서 6-degree freedom test를 통해 정합 점수가 가장 높은 방향으로 초기 정렬을 하는 방법을 제안하였다. Rusu는 [16]에서 point마다 특성을 부여하는 Point signature 방식을 제안하였다. 이는 점이 속한 surface의 normal vector, 주변 점과의 차이 등으로 단일 점이 가질 수 있는 signature를 부여하는 방식이다. 여러 Coarse registration 방식에서 한 점과 가장 유사한 signature를 가진 대응점을 찾아, 두 점의 차이를 초기 정렬로 사용하고 있다. 본 논문에서는 비교적 안정적이며, 빠른 수행 속도를 보여주는 [9]의 FPFH method가 사용되었다.

Fine registration은 보다 정밀한 정합 결과를 얻기 위해 반복적으로 수행하는 정밀 정합을 말한다. 보통 초기 정렬이 완료되면 수행되며, 지정된 오차 이내의 결과 값을 얻을 때까지 반복적으로 수행되는 것이 일반적이다. 이의 대표적으로는 ICP(Iterative Closest Point)가 널리 사용되고 있다. Besl(92)와 Chen(91) 기본적인 concept를 제안하였으며 이후 많은 변형적 ICP가 제안되었으나 기본적인 6단계의 과정은 뿌리를 같이 하고 있

다^[10]. 그 각 단계는 다음과 같다.

- (1) Selection of some set of points in range image.
- (2) Matching these points to samples in the other mesh.
- (3) Weighting the corresponding pairs appropriately.
- (4) Rejecting certain pairs based on looking at each pair individually or considering the entire set of pairs.
- (5) Assigning an error metric based on the point pairs.
- (6) Minimizing the error metric.

이의 변형 ICP 방법들은 대부분 (2)의 대응점을 선택하는 방법에서 갈리게 된다. 대표적인 방법으로는 점과 점 사이의 최단거리를 구하는 Besl(92)^[11]의 방법이 있고, 점과 접평면 사이의 최단 거리를 구하는 Zhang(94)의 방식^[14]이 있다. 본 연구에서 사용된 방식은 chen의 방법^[17]이며, 이를 Normal shooting이라 부르기도 한다.

정합(Registration)은 최종 수복물의 정확도에 가장 많은 영향을 미치는 과정이다. 또한 Intraoral Scanning에서 가장 시간이 많이 소요되는 부분이기도 하다. Range Image를 이루는 8~11만개의 점 하나하나마다 가장 가까운 대응점을 찾고 그와의 Transformation 변환을 하나하나 계산하여 변환시켜야 하기 때문이다. 따라서 이 정합 과정을 어떻게 효율적으로 가져갈 것인가가 핵심이라고 볼 수 있다.

Intraoral Scanning에서는 찍혀 들어온 Range Image의 순서대로 정합 대상을 선정하게 된다. 첫

번째 찍힌 Image에 두 번째 찍힌 Image가 찾아 들어가 정합되고, 두 번째 찍힌 Image에 세 번째 찍힌 Image가 찾아 들어가 정합되는 방식이다. 이를 Local한 정합 방법, 또는 Pairwise한 정합 방법이라고 한다. 그러나 이 Pairwise 정합 방법은 누적 오차 등 정밀도 수준에서 만족스럽지 않은 결과를 불러온다. 이의 이유는 서론에서 언급한 것과 같이 치아의 복잡한 굴곡 특성 및 보이지 않는 missing 영역에 따라서, 촬영 순서가 곧 최적의 정합 순서가 아니기 때문이다.

본 논문에서는 최적의 정합 순서를 찾기 위하여 점에 특성을 부여하는 FPFH의 유사도를 통해 점군간 몇 개의 점이 유사한지를 지표로 두고, 이 지표가 높은 점군끼리 정렬 순서를 매긴다. 이 정렬 순서 결정 이후 점군 간 Coarse registration을 1회, Fine registration을 10회 수행하게 된다.

3. 기술적 접근 방법

본 연구에서 제안하는 Framework는 크게 Prepare, Global chain, Registration 3단계로 나뉜다.

Prepare단은 Dental range image들을 Processing 하기 좋게 전 처리 작업을 하는 부분이다. 이는 점의 필터링과 특성을 계산하는 과정이 주를 이룬다.

Global chain은 Prepare 단에서 계산된 특성을 통해 점군 간의 정렬 순서를 결정짓는 부분이다.

마지막으로 Registration은 초기정렬의 Initial Align, 그리고 반복 정렬인 ICP로 이루어져 있다.

3.1 Prepare

3.1.1 Radius Sampling

Prepare 단에서 처음으로 수행되는 작업은 점군을 sampling하는 것이다. Intraoral scanner로 획득

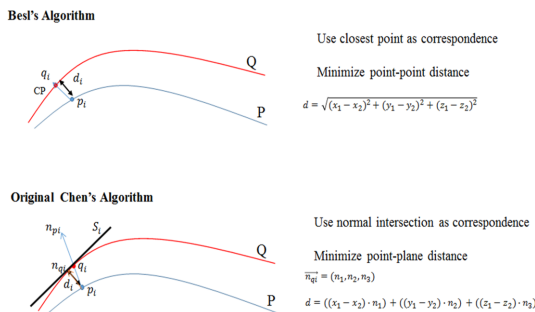


Fig. 6 Registration of Dental range images

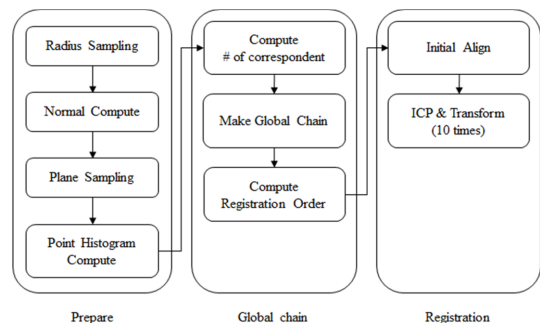


Fig. 7 Framework of proposed approach

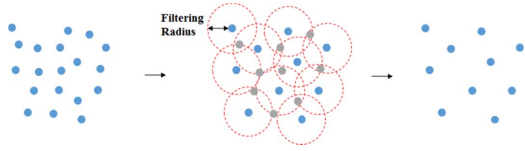


Fig. 8 Radius Sampling

된 dental range Image들은 점군이 약 8만~10만개로, 굉장히 많은 정보를 포함하고 있다. 이를 전부 고려하는 것은 계산속도 측면에서 굉장히 비효율적이다. 정합을 다루기 전에 특이 형상은 살리면서, 점을 최소한으로 만드는 효율적인 Sampling은 좋은 정합의 발판이 된다. 이러한 문제들은 CAD 영역에서 전통적으로 많이 다루어져 왔으며, 이의 접근 방식으로 pauly는 [8]에서 점군 자체를 Uniform하게 Sampling하는 것이 무난하고 효율적이라고 언급하고 있다. 본 연구에서 쓰이는 기법도 Uniform sampling 기법으로, 점마다 주어진 Radius 내에 들어온 다른 점을 모두 삭제하는 방식이다. 이를 Radius sampling이라고 부르기도 한다.

3.1.2 Normal Estimate

뒤에 이어질 점 특이점 계산을 위해서는 점의 좌표인 x, y, z 만으로는 충분치 않다. 따라서 계산되는 것이 점의 Normal vector이다. 이는 인근 Plane의 Normal vector를 구하고, 이의 평균을 취하는 방법으로 예측하게 된다. 이를 Fig. 9가 보여주고 있다.

3.1.3 Plane Sampling

Registration에서는 고질적 문제인 Sliding problem이 존재한다. 두 평면이 서로 정합될 때, 일정 이상의 평면이 일치하게 되면 그 맞닿은 평면에 평행한 방향으로 계속 밀리게 되는 문제이다. 이의 해결법으로 평면을 어느 정도 Sampling하는 기법이 일반적으로 쓰이고 있다. 이 기법은 정확한 평면을 찾는데 시간을 들이지 않는다. Normal이 거

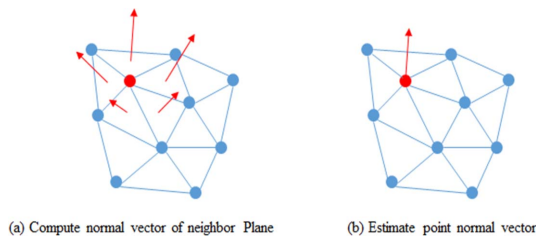


Fig. 9 Point Normal vector Estimate

의 유사한, 그리고 그 집합이 하나의 Axis를 이루는 집단을 Sampling 하는 것이다. 이 기법을 Plane Sampling이라고 한다.

3.1.4 Point Histogram (FPFH)

Point Histogram 기법은 range image 내 점 하나 당 특성을 부여하는 방법으로, Rusu^[16]에 의해 처음 제안되었다. 해당 방법은 점이 속한 surface의 normal, 주변 점의 차이 등으로 단일 점이 가질 수 있는 Signature을 계산해 두는 것이다. 이것은 뒷단의 Registration에서의 대응점을 찾는 기준으로 쓰이게 된다. point signature 계산 방법이 다양해진 최근에는, Rusu^[9]가 제안한 Fast Point Feature Histogram(이하 FPFH) 방식이 가장 효율적이라고 알려져 있다. 이의 계산을 Fig. 10가 보이고 있다.

Ps를 Source 점, Pt를 Target 점이라고 한다. 첫 번째로 두 점을 잇는 벡터를 하나 구할 수 있다. 이것은 Pt-Ps로 나타나 있다. 이와 source 점의 normal인 u의 사잇각을 구하게 되면, Φ 이 도출된다. Pt-Ps와 u와의 벡터곱을 통해 v를, 이 v와 u의 벡터곱으로 w를 나타낼 수 있다. 이렇게 나타나는 u, v, w의 축을 Darboux-frame이라고 한다. 이 축을 Target 점으로 이동시키면, Target normal인 nt와 이루는 각도인 α , θ 를 추가적으로 계산할 수 있게 된다. Point Histogram은 다음의 4가지로 구성된다.

$$\alpha = v \cdot n_t \tag{1}$$

$$d = p_t - p_s \tag{2}$$

$$\Phi = u \cdot (p_t - p_s) / f_2 \tag{3}$$

$$\theta = atan(w \cdot n_t, u \cdot n_t) \tag{4}$$

해당 값들은 전부 범위가 정해져 있다. 이를 통해 중간 값을 정의할 수 있게 된다. 식 (1)의 α 의 경우 cos이므로 -1 ~ +1 사이의 값을 가진다. 따라서 중간 값은 0이다. Φ 의 경우도 마찬가지이며, θ 은 atan이므로 $-\pi/2 \sim +\pi/2$ 사이의 값을 가지며 역시 중간 값이 0이 된다. 다만 distance(거리)를 뜻

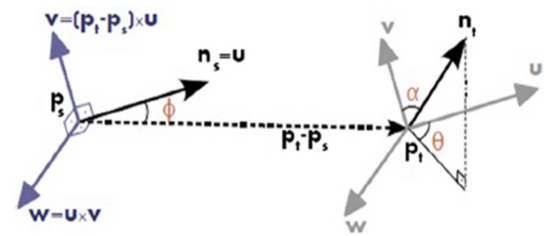


Fig. 10 Point Feature Histogram

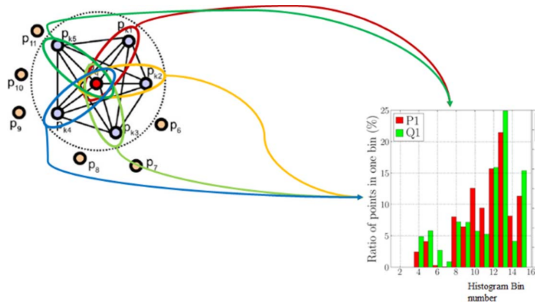


Fig. 11 Histogram Bin

하는 d의 경우는 앞서 Point sampling에서 사용된 radius의 절반인 r/2가 중간 값이 된다. 점과 점과의 4가지 α , d, θ , Φ 이 구해지고 나면 이 값이 중간 값보다 작은지, 큰지를 알아낼 수 있다. 중간 값보다 작을 시 0, 클 시 1로 나타내게 되면 계산치마다 두 가지의 경우의 수가 나와, 전체 가짓수는 2^4 가 되며 결과적으로 점과 점 사이의 각도, 거리 관계를 16가지 유형으로 요약해 낼 수 있게 되는 것이다. 이 source 점과 첫 번째 target 점인 t1과의 계산이 완료되면, 이를 누적시키고 그 다음 점인 t2의 계산으로 넘어가게 된다. 이 과정을 전부 완료한 뒤, source 주변 반경 내 target들의 histogram을 전부 누적시킨 것을 Histogram Bin이라 한다^[9].

누적이 완료된 Histogram bin의 분포는 결국 주변 점과의 각도와 거리가 이루는 상관관계를 자세하게 나타낸 Signature라 볼 수 있다.

3.2 Global Chain

3.2.1 Compute # of Correspondent

Compute # of correspondent는 점군과 점군 사이에서의 Histogram이 유사한 점이 있는지를 탐색하는 과정이다. 점마다 계산된 Histogram은 점의 고유 특성을 나타내므로, 유사한 점의 개수가 많다면 두 점군은 유사하다고 볼 수 있다. 이렇게 유사한 두 점의 쌍을 대응점(correspondent)이라고 한다. 이 대응점은 후에 초기 정렬인 Coarse Registration에 쓰이게 된다. 본 연구에서처럼 점군의 개수가 1,000개 이상으로 많은 실험 데이터에서는 모든 점군을 고려하는 것이 비효율적이다. 따라서 AABB(Axis Aligned bounding box)내에 들어오는 점군 사이의 대응점만 계산하는 방식이 적용되었다. 점군의 AABB check가 되면 대략 10~15개의 점군이 고려 대상으로 선정된다.

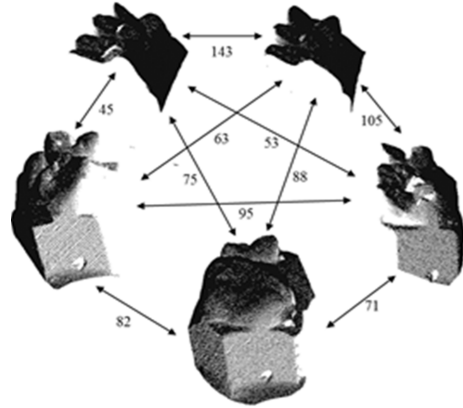


Fig. 12 Global chain

3.2.2 Make Global Chain

점군 간의 유사 대응점 계산이 완료되면 이의 연결망을 그리는 단계가 Make Global chain 단계이다. AABB체크를 거친 점군간의 chain이 만들어지기 때문에, Depth Sensor로부터의 치아 이미지 측정이 충분히 균일하게 진행했다면, 균등한 형태의 global chain이 만들어지게 된다. 대응점 개수로 그려지는 Global chain을 Fig. 12가 보이고 있다. Fig. 12의 쌍방향 화살표는, 점군 간의 유사한 점군 개수를 의미한다. 이 개수가 많을수록 유사한 상태라 볼 수 있다.

3.2.3 Compute Registration Order

Global chain이 형성되면, 정합에 활용한 최소한의 Edge만 남겨두고 이의 weight에 따라 순서를 결정하는 것이 Compute Registration Order 단계이다. 이 과정을 Fig. 13이 나타내고 있다. 순서 결정 시, Breadth-first search(BFS)를 통해 연결망의 순서를 결정하게 된다. 본 연구에서의 연결망은 유사 대응점 개수를 Weight로 둘 수 있으므로, BFS

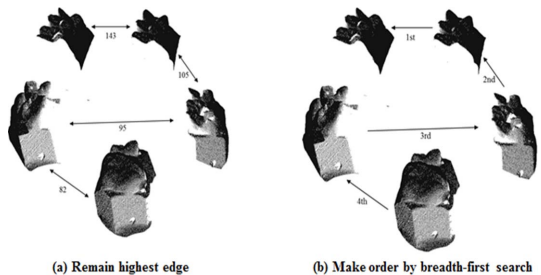


Fig. 13 Compute Registration Order

를 적용하여 순서를 결정할 수 있다. BFS를 통해 나온 결과를 Fig. 13의 (b)가 보여준다.

3.3 Registration

3.3.1 Initial Align

두 Range image가 너무 멀리 존재하거나 각도가 너무 비틀어져 있을 경우 정합을 진행하는 데 많은 어려움을 겪게 되므로, 이를 미연에 방지하기 위해 적정의 pose 변환을 초기에 시도하는 것이 Initial Align의 목표이다. 이는 이후에 이루어질 Fine registration(ICP)의 기반으로 사용되게 된다. 많은 연구에서 Initial Align을 다뤄왔고, 여러 접근방법들이 있지만 본 연구에서는 3.2.3에서 계산된 Registration 순서로 그것을 대신한다. 계산된 점군 pair당 대응점의 개수는 100~1000개로 전부 고려할 수 없으며 점군 내 가장 유사도가 높은 Pair를 그 순서대로 10개를 뽑아 초기 정렬에 사용한다. 두 점 사이의 Euclidean distance를 계산하여 강제변환을 1회씩, 총 10회 수행하는 방식이다.

3.3.2 ICP & Transform

ICP는 Fine registration의 일종으로서, 보다 정확한 정합을 시도하는 정밀 정합을 뜻한다. 본 연구에서는 2.2절에 언급했던 것처럼 Zhang^[14]의 ICP 방법을 채택하였다. 보통 이 횟수가 늘어나면 늘어날수록 정확하나, Initial Align이 비교적 정확하게 완료되어, 10회 이상은 의미가 없는 것으로 계산되었다. 따라서 ICP와 그 강제 변환은 10회를 수행하게 된다.

4. 실험결과

실험에 이용된 데이터는 치아 하악의 Dental

range image이며, 총 1,021장으로 구성되어 있다. 이는 Solutionix사의 Scan 장비인 Identica Blue로 촬영된 이미지를, Intraoral scanner의 focal Length와 촬영 정보를 사용해 실제 촬영한 것처럼 가공하여 진행하였다. 각각의 Image는 vertex가 8만 개에서 14만 개로 구성되어 있으며, 우측 제3대구치(사랑니)부터 시작하여 좌측까지 Scanning을 진행한 실험 Set이다. 이 모델은 Intraoral 형식과 유사한 Kinect Fusion의 방법을 통해 정합되어, 정합 결과 500 μm 정도의 낮은 정밀도를 보인다. 정합 정밀도를 측정하는 소프트웨어로는 Opensource인 CloudCompare가 사용되었다. 실험 하드웨어 환경은 다음과 같다.

Processor : Intel® Core i5-2500 3.30GHz

RAM : 8.00GB

GPU : Geforce GTX 760TI 2GB RAM

System : Windows 7 x64

제안된 방법의 비교를 위하여 기존 연구를 구현하였다. Scanning 부분은 동일하게 만들되, Registration 부분만 다르게 만들어 적용하였다. 비교에 사용된 기존 연구는 총 3개로, 아래에 나타나 있다.

Table 1의 Mean Dist란, 정합 정밀도를 나타내는 수치이며, 두 번째로 sigma로 나타나는 부분은 이의 분산을 뜻한다. 3번째 열의 Min~Max dist는 오차 범위를 의미하며, 이 범위가 좁을수록 좋다.

T. Weber의 Registration은 본 연구와 유사하게 FPFH signature를 통해 모든 점군에 대하여 Global Point Cloud Graph를 그리고, 정합 순서를 결정하여 ICP를 수행한 뒤, 마지막으로 Lu-milos Global registration이 한번 더 수행하는 방식을 사용하고

Table 1 Conventional & proposed method tests

Method	Mean Dist	Min~max dist	Total Time	특이사항
Kinect fusion ^[1]	0.09100 (90 micro)	-540 ~ +530 micro	실시간	정합 정밀도 부족
	0.107 (sigma)			
Chang ^[3]	0.00337 (3 micro)	-159 ~ 223 micro	552 (s)	계산 시간 과다
	0.056 (sigma)			
T. Webber ^[18]	정합 불가	-	420 (s)	정합불가
제안된 방법	0.00519 (5 micro)	-112 ~ 164 micro	30 (s)	
	0.051 (sigma)			

있다. 속도와 정확도가 우수한 수준이나, 유사한 Pair를 매칭할 때 모든 점군을 고려하는 특징 때문에 속도가 비교적 느리며, 치아의 대칭 형상은 정합할 수 없다는 단점이 있다. 또한 정합의 parameter를 조율해서 정합에 성공하더라도, Lu-milos Global registration에 의해 치아의 형상이 무게 중심점으로 모여드는 왜곡 현상이 일어난다.

Chang의 Registration은 단일 Pose 변환을 누적시킨 Global hessian Matrix를 한번에 풀어내는 방식으로, 계산 시간을 제외하면 가장 높은 정합도를 보여주고 있다. 그러나 이 방식은 모든 점군과의 상호적 정합을 수행하기 때문에 치아 분야에 적합한 정밀도를 제공하나, 그 계산 시간이 비교적 오래 걸린다는 단점이 있다.

Intraoral과 가장 유사한 방법인 KinectFusion은 Ms사의 Depth sensor인 Kinect로 수행되는 실시간 3D reconstruction project이다. 이의 정렬은 Pairwise하게 이루어지므로, 누적오차 발생 등 전체적인 정밀도가 낮게 나타난 것을 확인할 수 있다.

실험 결과 데이터를 아래 그림이 보여주고 있다.

Fig. 14~15는 각 방법으로 정합된 Model을 정답 모델(분홍)과 비교해 준다. 녹색에 가까울수록 오

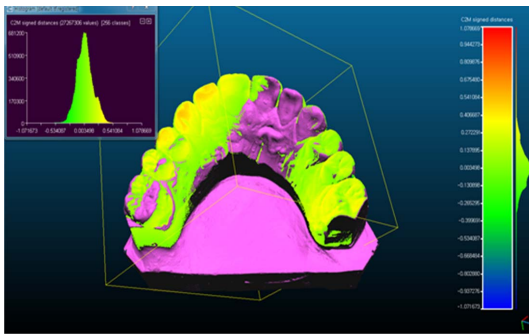


Fig. 14 KinectFusion Approach

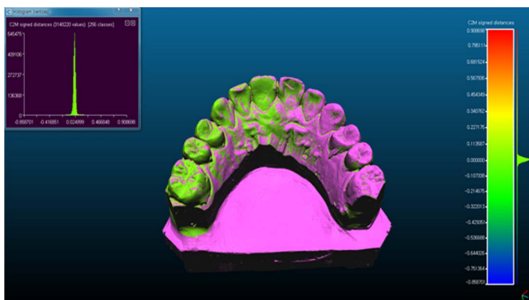


Fig. 15 Chang's Approach

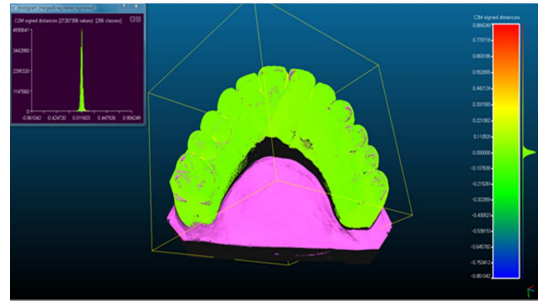


Fig. 16 Proposed Approach

차가 적어 정밀하다는 것을 의미하며, 이의 분포는 좌 상단의 Graph를 통해 확인할 수 있다. 제안된 방법은 정합 정밀도 5 μm, 전체 소요 시간 30초 내외의 결과로 치아시장 요구 수준을 달성하였다.

5. 결 론

본 연구에서는 Intraoral scanner의 output으로 나온 비 정밀하게 정합된 Dental range image set을 받아 이를 추가 정합하는 방법을 제안하였다. 이를 위해 Point Histogram을 사용한 유사도 측정 기법, Global chain 형성 기법이 사용되었으며 실험 결과 대부분의 치아 모델에 대해 정합 정밀도와 그 계산 속도를 치아 시장에 적용할 수 있는 수준으로 도출해 낼 수 있었다. 또한 사용자가 개입하지 않아도 1,000여장 이상의 Dental range image를 자동 정합할 수 있었다. 또한 Intraoral scanner가 아니더라도 640*480 이상의 해상도의 Depth sensor, 치아와 유사한 복잡한 형상 촬영 조건이라면 다른 영역으로도 응용될 수 있는 확장 용이성이 있다고 사료된다.

그러나 아직 본 연구에서도 스캐닝 도중 사용자의 실수로 큰 outlier가 발생할 경우 이를 자동으로 고려하지 못하므로 추가적인 모색 방안이 필요할 것이다.

감사의 글

This research was partially supported by the National Research Foundation grant (NRF-2015R1A2A2A01005871) funded by the Ministry of Education, Science and Technology, Korea.

References

1. Besl, Paul J. and Neil D. McKay, 1992, Method for Registration of 3-D Shapes, *Robotics-DL tentative. International Society for Optics and Photonics*, 1992.
2. IZADI, Shahram *et al.*, 2011, KinectFusion: Real-time 3D Reconstruction and Interaction Using a Moving Depth Camera. *In: Proceedings of the 24th Annual ACM Symposium on User Interface Software and Technology. ACM*, pp.559-568.
3. Kim, T.W., Seo, Y.H., Lee, S.C., Yang, Z. and Chang, M.H., Simultaneous Registration of Multiple Range Views of Large 3D Scanned Data with Markers. *Transactions of the Society of CAD/CAM Engineers*, pp.77-84.
4. DenfoLine, <http://www.dentalzero.com/news/articleView.html?idxno=6901&sitemode=>
5. Blais, G. and Levine, M.D., 1995, Registering Multiview Range Data to Create 3D Computer Objects. *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence (PAMI)*, 17(8), pp.820-824.
6. Benjemaa, Raouf, and Francis Schmitt, 1999, Fast Global Registration of 3D Sampled Surfaces Using a Multi-z-buffer Technique, *Image and Vision Computing*, 17(2), pp.113-123.
7. Salvi, Joaquim *et al.*, 2007, A Review of Recent Range Image Registration Methods with Accuracy Evaluation, *Image and Vision Computing*, 25(5), pp.578-596.
8. Pauly, M., Gross, M. and Kobbelt, L.P., 2002, Efficient Simplification of Point-sampled Surfaces. *In: Proceedings of the Conference on Visualization '02. VIS '02. IEEE Computer Society*, pp.163-170.
9. Rusu, Radu Bogdan, Nico Blodow, and Michael Beetz, 2009, Fast Point Feature Histograms (FPFH) for 3D Registration, Robotics and Automation, 2009. *ICRA'09. IEEE International Conference on.*
10. Rusinkiewicz, Szymon, and Marc Levoy, 2001, Efficient Variants of the ICP Algorithm, 3-D Digital Imaging and Modeling, 2001. *Proceedings. Third International Conference on. IEEE.*
11. Huber, Daniel F. and Martial Hebert, 2003, Fully Automatic Registration of Multiple 3D Data Sets, *Image and Vision Computing*, 21(7), pp.637-650.
12. Dorai, Chitra *et al.*, 1998, Registration and Integration of Multiple Object Views for 3D Model Construction, Pattern Analysis and Machine Intelligence, *IEEE Transactions on*, 20(1), pp.83-89.
13. Hyung-Wook Park, Sang-Jin Park, and Hyungjun Park, 2015, Planning of Multiple Tooth Implant Placement Using the Standardized Data in Teeth Size and Position, *Transactions of the Society of CAD/CAM Engineers*, 20(4), pp.348-356.
14. Zhang, Zhengyou, 1994, Iterative Point Matching for Registration of Free-form Curves and Surfaces, *International Journal of Computer Vision* 13(2), pp.119-152.
15. Low, K., 2004, Linear Least-squares Optimization for Point-to-plane Icp Surface Registration. Technical Report, TR04-004, University of North Carolina.
16. Rusu, R.B., Marton, Z.C., Blodow, N. and Beetz, M. 2008, Persistent Point Feature Histograms for 3D Point Clouds. *In Proc. 10th Int Conf Intel Autonomous Syst (IAS-10), Baden-Baden, Germany*, pp.119-128.
17. Sharp, G., Lee, S. and Wehe, D., 2002, "ICP Registration Using Invariant Features," *IEEE Trans. on PAMI*, 24(1), pp.90-102.
18. Weber, T., Hänsch, R. and Hellwich, O., 2015, Automatic Registration of Unordered Point Clouds Acquired by Kinect Sensors Using an Overlap Heuristic, *ISPRS Journal of Photogrammetry and Remote Sensing*, 102, pp.96-109.



고 민 수

2014년 아주대학교 산업공학과 학사
 2016년 아주대학교 산업공학과 석사
 2016년~현재 아주대학교 산업공학과 박사과정
 관심분야: CAD/CAM, 3D scanning, Manufacturing system modeling & simulation, Registration



박 상 철

1994년 한국과학기술원 산업공학과 학사
 1996년 한국과학기술원 산업공학과 석사
 2000년 한국과학기술원 산업공학과 박사
 2004년~현재 아주대학교 산업공학과 교수
 관심분야: Digital manufacturing system, CAD/CAM, CAPP, Manufacturing system modeling & simulation