

중심 경로의 제어점을 이용한 가상 대장 내시경에서의 펼친 영상 재구성

원준연⁰ 신병석

인하대학교 컴퓨터정보 공학과

g2031360@inhavision.inha.ac.kr, bsshin@inha.ac.kr

Unfolding In Virtual Colonoscopy Using Control Points of the Center Path

Jun Yeon Won⁰ Byeong-Seok Shin

Dept. Computer Science & Information Engineering, Inha University

요약

가상 내시경의 주된 목적은 체내 장기의 3차원적 구조를 가시화하여 광학 내시경을 모사하는데 있다. 가상 내시경 기법 중 펼친 영상 가시화 기법(unfold rendering)은 장기의 내부 구조와 병변의 유무를 쉽게 판단할 수 있도록 하는 장점이 있다. 가장 일반적으로 사용하는 중심 경로 기반의 광선 투사법은 곡률이 급격하게 변하는 경우 광선들이 교차하여 병변이 두개로 나타나 문제를 발생할 수 있다. 이를 해결하기 위해 광선들이 겹치지 않도록 보장하는 여러 기법들이 발표되었지만 계산량이 많은 단점을 가지고 있다. 본 논문에서는 경로의 제어점을 이용하여 적은 비용으로 펼친 영상을 재구성하는 방법을 제안한다. 우선 모든 중심 경로의 제어점에서 경로에 수직인 절단면을 찾는다. 이때 제어점으로부터 방사상으로 광선을 투사하여 절단면과 만나는 장기 내 벽의 위치를 파악한다. 절단면간의 교차 검사 및 보정을 통해 절단면들이 서로 교차하지 않도록 조정한다. 제어점들 사이의 샘플점들은 앞서 구한 임의의 제어점에서 광선이 투사된 위치로 부터 다음 제어점에서 투사된 위치를 잇는 선분을 보간하여 광선 투사 위치를 결정하게 된다. 마지막으로 계산된 방향 따라 광선을 투사하여 영상을 생성한다.

1. 서론

가상 내시경이란 전산화 단층촬영 영상을 기반으로 체내 장기의 3차원적 구조를 가시화하여 진단 및 수술에 활용하도록 하는 기법이다. 광학 내시경 검사는 환자에게 육체적/심리적 고통을 유발하며 출혈, 감염과 같은 부작용을 야기 시킬 수 있는 위험성이 존재한다. 또한 기계의 자유도가 부족하여 관찰하기 힘든 부분이 존재한다. 가상 내시경은 실제 내시경이 가진 문제점을 보완할 수 있다.

대부분의 가상 내시경 기법은 광학 내시경을 모사하고 있지만 가상 환경에서는 물리적 제한성을 가지고 있지 않기 때문에, 필요에 따라 다양한 가시화 방법을 적용할

수 있는 장점을 갖는다. 기존의 원근 볼륨 렌더링에 기반한 기존의 가상 내시경 기법에서는 좁은 영역만을 보여줄 수 있기 때문에 시야가 제한된다. 더군다나 병변이 장기의 주름 뒤쪽에 있을 경우 보여줄 수 없다. 특히 대장의 경우는 구조가 복합하고, 주름이 많기 때문에 병변을 표시하지 못할 가능성이 더 높다.

최근 장기의 내부를 가시화하는 기법들 중 장기를 가상적으로 절개하여 펼치는 기법들이 제안되고 있다[1-6]. 이것은 마치 병리검사에서 실제 조직을 펼쳐서 보는 것과 동일한 영상을 만들어내므로 대상 장기의 전체 구조에 관한 특징과 병변을 직관적으로 신속하게 알 수 있는 장점이 있다. 하지만 기존의 발표된 방법들은 하나의 병변이 두 개로 나타나거나, 병변이 표시되지 않는 문제를 가지고 있다. 본 논문에서는 경로의 제어점을 이용한 펼

친 영상의 재구성 기법을 통해 한 병변이 여러 번에 걸쳐 표시되는 문제를 해결하였다.

본문의 2절에서는 관련연구를 제시하고, 3절에서 대장의 펼친 영상을 만들어내는 기법을 설명한다. 4절에서는 실험 결과를 보이고, 5절에서 결론을 맺는다.

2. 관련연구

일반적으로 장기의 펼친 영상을 만드는 기법들은 장기 내부의 중심 경로(center path)를 기반으로 다음과 같이 처리된다. 우선 3차원 공간의 장기를 2차원 영상으로 변환하기 위한 사상 함수를(mapping function) 정의해야 한다. 이를 위해 모든 샘플점들에서 경로에 수직한 절단면을 구하고, 이를 스택처럼 쌓아서 곡선으로 된 경로를 직선으로 펴게 된다. 두 번째 직선화된 경로를 따라 절단면 단위로 대장 벽과의 교차점을들을 펼치게 된다. 이 과정 끝나면 블롭 렌더링 기법을 적용하고 펼친 영상을 만들어 낸다.

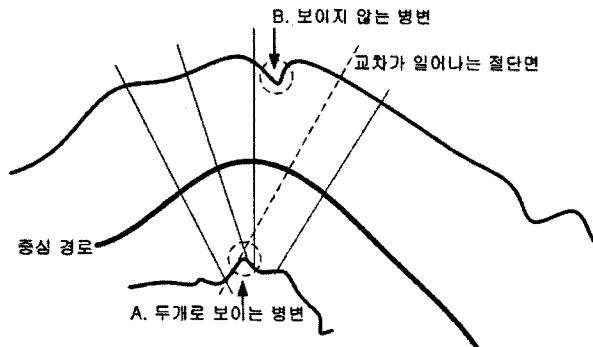


그림 1. 굴곡이 심한 영역에서 절단면의 교차로 인해 나타나는 현상. 점선은 교차가 일어나는 절단면을 나타낸다.

이러한 방법들은 대장의 펼친 영상을 한 번에 보여줄 수 있는 장점을 가지고 있지만 중심 경로의 굴곡이 심할 경우에 장기 내부의 절단면들이 교차할 가능성이 높아진다. 이로 인해 한 개의 병변이 펼쳐졌을 때 두 개로 나타나게 되고(그림1 A), 반대로 절단면의 간격이 멀어짐

에 따라 병변이 나타나지 않을 수도 있다(그림1 B).

이를 해결하기 위해 Wang은 Electrical Field Line을 사용하였다[2]. 중심 경로 상에 극성을 주어 평면 절단면을 곡선 절단면으로 만들고, 이를 사용하여 절단면의 교차 문제를 해결하였다. 그러나 Field Line의 각 샘플점마다 충전량을 계산해야하기 때문에 계산량이 많다는 단점을 가지고 있다. Vilanova가 제안한 방법은 비선형 광선 투사법으로 곡선 중심 경로에서 광선을 휘도록 하여 교차를 막는 방법을 제안하였다[6]. 그러나 이 방법은 곡선 영역의 모든 광선 대해 곡률을 계산해야 함으로 역시 많은 계산량을 필요로 한다.

3. 경로의 제어점을 이용한 펼친 영상 재구성

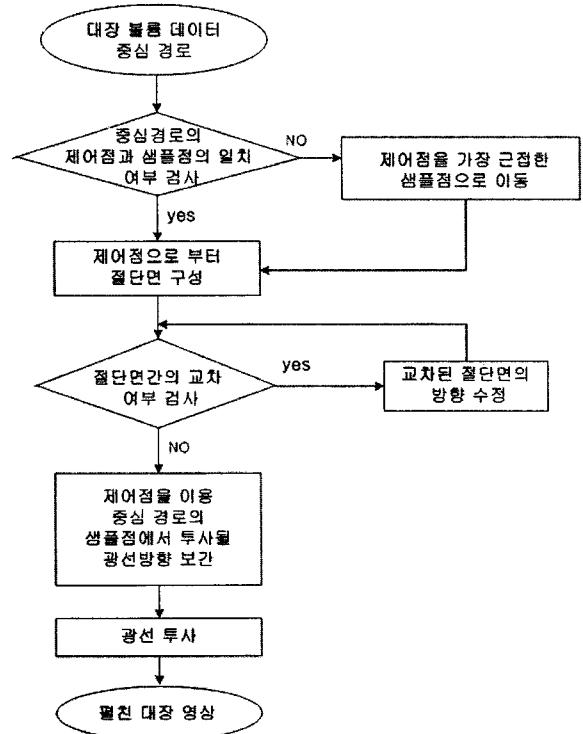


그림 2. 제어점을 이용한 펼친 영상 재구성 방법의 처리 과정

본 논문에서 제안한 펼친 영상 재구성 방법은 크게 4 단계로 구성된다(그림2 참조).

3.1 중심 경로 제어점에서의 광선 투사법

p_i 를 제어점으로 하는 중심 경로 $C(p_i)$ 가 입력되었다고 가정하자. 일반적으로 중심 경로는 제어점을 이용하여 만들어지므로 펼친 영상을 만들기 위해 중심 경로를 등간격의 샘플점들(s_j)로 나눌 경우 제어점(p_i)이 샘플점들과 불일치하는 문제가 발생한다. 이 경우 제어점(p_i)을 샘플점(s_j)과 일치하도록 해야 한다. 그림 3의 왼쪽처럼 제어점을 p_i , 이동된 제어점을 q_i , 샘플점을 s_j 라 하자. p_i 는 중심 경로에서 구해진 s_j 와 일치하지 않을 수 있으므로 p_i 를 가장 가까운 s_j 값으로 변경한다. 이 경우 제어점의 이동으로 곡선의 모양이 변하는 문제가 생긴다. 하지만 중심경로에서 입력되는 제어점 수가 많고, 샘플 간격을 충분히 작게 하면 제어점의 이동량이 최소가 되므로 중심 경로의 모양에 큰 영향을 주지 않는다.

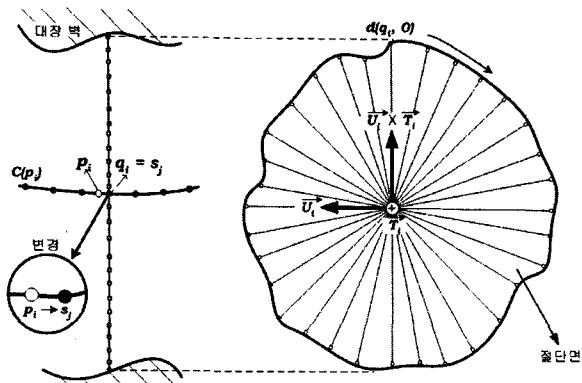


그림 3. 원쪽 그림은 샘플점 s_j 로 이동된 제어점 q_i 에서 만들어진 절단면이다. 오른쪽 그림은 제어점으로부터 방사형으로 투사된 광선들이다.

$C(p_i)$ 에서 q_i 의 접선 벡터(\vec{T}'_i)와 업벡터(\vec{U}'_i) 구하고. 제어점에서만 이것들을 사용하여 외적을 구한다. 외적 값은 현재의 q_i 로부터 광선 투사를 시작할 방향을 지정

하게 된다. 광선은 제어점에서 절단면을 따라 일정한 각(θ)도로 회전하면서 투사를 한다. 투사된 위치는 그림 3의 오른쪽과 같이 절단면 외곽선을 구성하는 점들이 된다. 이 집합을 $D(q_i)$ 라 하자.

$$D(q_i) = \{d(q_k, k) | q_k \text{는 제어점, } k\text{는 광선의 인덱스}\} \quad \text{식(1)}$$

3.2 제어점에서 만들어낸 절단면들의 교차검사 및 보정

제어점에서 만들어낸 절단면들이 서로 교차되는 경우, 최종 영상에서 병변이 두개로 나타나거나 위치가 이동하게 된다. 특히 대장의 곡률이 심한 부분에서는 교차가 발생하기 쉽다. 교차된 절단면들을 수정하여 서로 교차가 되지 않도록 해야 한다. 교차검사 및 방향 조정 방법은 다음과 같다.

연속성이 유지된 중심 경로의 제어점은 다음 제어점까지 장기의 형태를 유지하는 특징이 있다. 이를 이용하면 각 제어점들에서의 절단면은 공간상에 산재되지 않고 일정한 응집성을 가지게 된다. 이를 기반으로 교차 여부를 검사할 수 있다.

$$\begin{aligned} r &= \vec{T}_{q_n} \cdot \vec{R}_k \\ \vec{R}_k &= \vec{d}(q_{n+1}, \theta) - \vec{q}_n \end{aligned} \quad \text{식(2)}$$

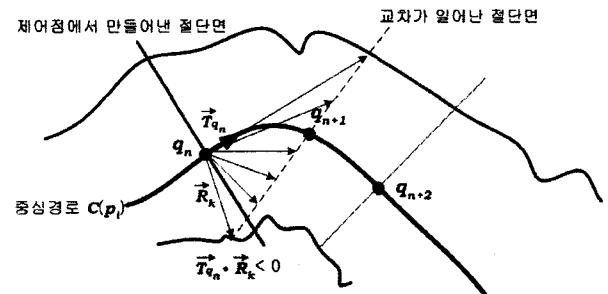
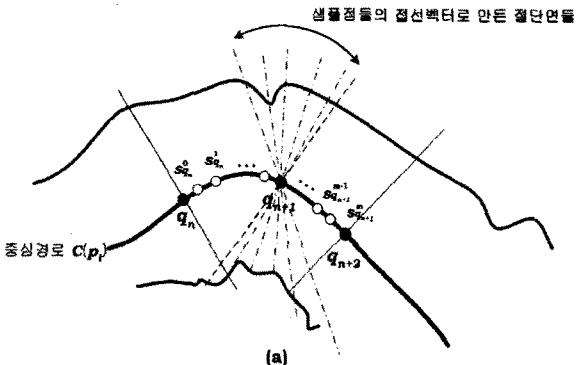


그림 4. 절단면간의 교차 검사

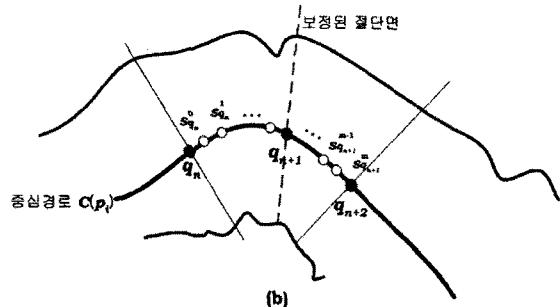
한 제어점 q_n 에서 인접한 제어점 q_{n+1} 로부터 만들어진

절단면의 모든 외곽선 점 $d(q_{n+1}, k)$ 들을 향하는 벡터 \vec{R}_k 를 계산한다. \vec{R}_k 와 q_n 에서의 접선 벡터 \vec{T}_{q_n} 의 내적을 계산하여 그 값이 0보다 작으면 교차가 발생한 것으로 한다(그림4 참조).

$s_{q_k}^l$ 를 q_k 와 q_{k+1} 사이의 샘플점들이라 할 때, q_n 과 q_{n+1} 의 절단면이 교차하면 샘플점들($s_{q_n}^0 \sim s_{q_n}^l, s_{q_{n+1}}^0 \sim s_{q_{n+1}}^m$)의 모든 절단면을 차례로 대입하여 교차가 일어나지 않을 때까지 검사를 반복 수행한다. 이후 이전의 $D(q_{n+1})$ 값은 선택된 절단면의 외곽선 점들의 값으로 변경한다(그림5 참조).



(a)



(b)

그림 5. 그림 (a)는 샘플점들의 절단면들을 q_{n+1} 제어점에 대입한다. 그림 (b)는 교차검사 후 기존의 절단면을 보정한 상태이다.

3.3 절단면 사이의 광선 방향 보간

3.2절에서 제어점들 사이의 교차 여부를 검사하고,

보정하였다. 하지만 중심 경로 상의 샘플점들도 교차 하지 않도록 보정해야 한다. 절단면 사이 샘플점들에서 광선들의 방향 보간법은 다음과 같다.

각 제어점에서의 절단면 외곽선 점들을 이용하여 샘플점들에서의 광선 방향을 보간한다. 두 개의 제어점 q_n 과 q_{n+1} 사이의 l 개의 샘플점들이 균일하게 존재한다고 하자. 이때 제어점의 절단면에서 얻어지는 대장 벽의 위치들을 $D(q_n, k)$ 와 $D(q_{n+1}, k)$ 라고 가정한다. 그림 6에서 샘플점들 $\{s_{q_n}^0, s_{q_n}^1, \dots, s_{q_n}^{l-2}, s_{q_n}^{l-1}\}$ 중 $s_{q_n}^l$ 의 k 번째 광선의 방향 벡터($\vec{v}_{(s_{q_n}^l, k)}$)는 식(3)과 같이 계산한다.

$$\begin{aligned} \vec{v}_k &= \overrightarrow{d(q_{n+1}, k)} - \overrightarrow{d(q_n, k)} \\ \vec{v}_{(s_{q_n}^l, k)} &= \overrightarrow{d(s_{q_n}^l, k)} + v_k \times \frac{1}{l+1} - \overrightarrow{s_{q_n}^0} \end{aligned} \quad \text{식(3)}$$

식(6)을 제어점을 제외한 모든 샘플점의 집합 S 에 적용하면 $D(S)$ 를 구할 수 있다. 이 결과로 얻어진 모든 샘플점에 대한 $D(S)$ 는 광선 투사법을 이용한 볼륨 렌더링의 광선 투사 방향이 된다.

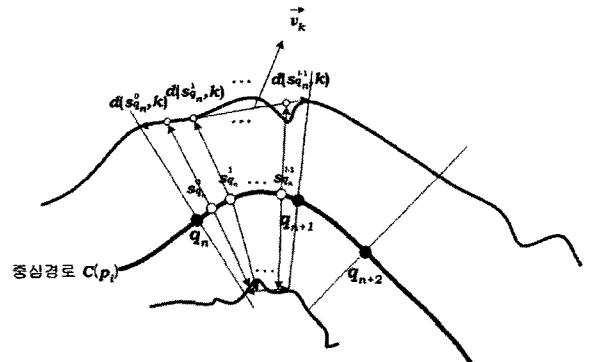


그림 6. 절단면들의 외곽선 점들을 이용하여 보간한 샘플점들의 광선 투사 방향이다.

3.4 펠친 영상 구성

중심 경로에서 구한 샘플점의 집합 S 의 인덱스를 영상의 x 축으로 하고, 샘플점에서 광선 투사로 만들어진 외

광선 점들의 집합 $D(s, k)$ 의 인덱스 k 가 y 축을 구성한다. 아래와 같이 중심 경로의 샘플점(s_i)에서 이미 존재하거나 보간되어 만들어진 절단면은 시작 위치 $d(s_i, 0)$ 부터 차례대로 영상의 y 축에 사상된다(그림7 참조).

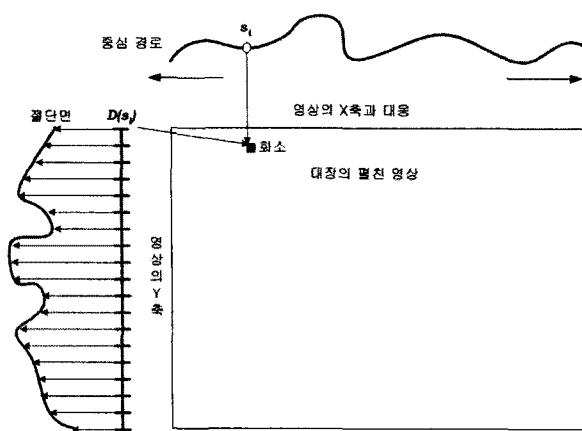


그림 7. 중심 경로의 샘플점(s_i)과 샘플점에서의 절단면을 영상에 사상하는 방법.

4. 실험 결과

실험은 펜티엄IV 1.7GHz CPU와 1GB Main Memory, ATI Radeon 9000 PRO 그래픽 카드를 장착한 PC에서 수행하였다. 데이터는 성인 남성의 단층 활영 영상으로 만들어낸 $512 \times 512 \times 271$ 해상도의 볼륨을 사용하였다.

기존의 절단면 간의 교차 검사 및 보정을 하지 않는 방법을 사용하였을 경우 그림 8의 점선 원들과 같이 병변이 중복으로 나타나고(그림8 A), 대장의 다른 영역이 현재의 영역에서 나타난다(그림8 C). 하지만 논문에서 제안한 방법을 사용하였을 경우 기존의 왜곡된 영상을 올바르게 표현됨을 알 수 있다(그림8 B, D).

입력 데이터에 대한 정상적인 결과를 확인하기 위해 76개의 제어점을 구성된 전체 대장의 중심 경로를 구성하였다. 제어점에서는 절단면을 따라 1° 간격으로 광선 투사가 이루어졌다. 제어점 간의 교차는 4개의 절단면에

서 일어났으며, 교차 절단면을 보정하여 1960×360 해상도의 전체 대장 영상을 구성하였다(그림9 참조).

기존에 제안되었던 방법들은 광선의 겹침 현상을 해결하기 위해 굴곡영역의 모든 샘플점들에서 광선 방향을 변경할 때 각각의 광선에 대해 복잡한 가중치 함수를 적용했다. 하지만 본 논문의 방법을 적용할 경우 굴곡 영역에서 샘플점의 광선 투사 방향은 절단면의 외곽선 점들과 다음의 절단면의 외곽선 점들을 잇는 선분을 선형 보간하여 결정함으로 기존의 방법에 비해 광선당 계산량이 적다.

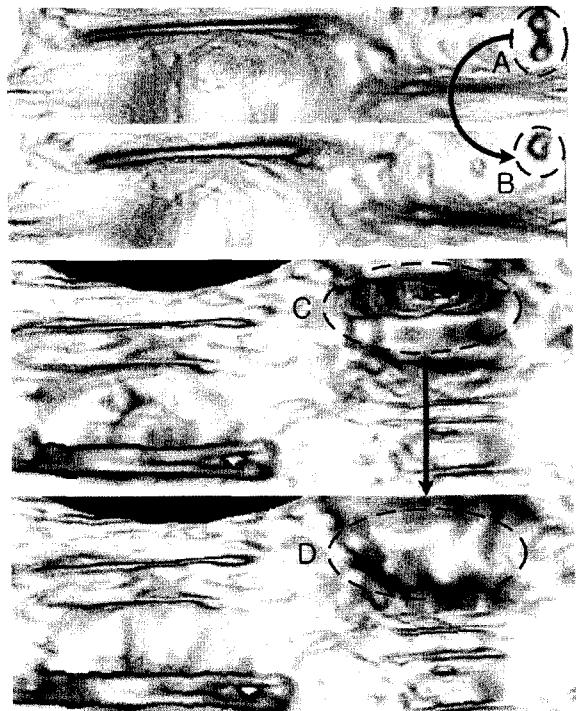


그림 8. 광선의 겹침 현상으로 나타나는 문제(A. 두 개로 나타나는 병변, C. 다른 영역이 나타남)와 본 논문에서 제안된 방법을 적용한 영상(B. 한 개로 수정된 병변, D. 다른 영역의 영상 제거)

5. 결론 및 향후과제

본 논문에서는 중심 경로의 제어점을 사용하여 대장의 펼친 영상을 재구성하는 방법을 제안하였다. 먼저 대장의 제어점에서 절단면 구성하고, 인접한 절단면간의 교차 여부를 검사한다. 절단면 교차시 샘플점들의 절단면을 대입하여 방향을 조정한다. 샘플점들의 광선 투사 방향은 현재 절단면의 외곽선점들에서 다음 절단면의 외곽선점을 잇는 선분을 보간하여 결정한다. 마지막으로 볼륨 렌더링으로 펼친 영상을 얻는다. 이를 통해 왜곡된 영상과 병변이 두 번 나타나는 문제를 해결하였다.

향후 연구는 복잡한 장기 내부에서 절단면들의 다중 교차 문제와 해부를 하였을 때 유사한 모양의 구조를 갖도록 하는 크기변환 기법에 집중될 것이다.

참고문헌

- [1] G. Wang, S.B. Dave, B.P. Brown, Z. Zhang, E.G. McFarland, J.W. Haller, and M.W. Vannier. Colon unraveling based on electrical field: Recent progress and further work. In Proceedings SPIE, volume 3660, pages 125-132, May 1999.
- [2] G. Wang, E. G. McFarland, B. P. Brown, and M.W. Vannier. GI tract unraveling with curved cross sections. IEEE Transactions on Medical Imaging, 17:318-322, 1998.
- [3] G. Wang and M.W. Vannier. GI tract unraveling by spiral CT. In Proceedings SPIE, volume 2434, pages 307-315, 1995.
- [4] A. Vilanova Bartrolí, R. Wegenkittl, A. König, E. Gröller, and E. Sorantin. Virtual colon flattening. In VisSym '01 Joint Eurographics - IEEE TCVG Symposium on Visualization, 2001.
- [5] E. Gröller. Nonlinear ray tracing: Visualizing strange worlds. The Visual Computer, 11:263-274, 1995.
- [6] A. Vilanova Bartrolí, R. Wegenkittl, A. König, E. Gröller. Nonlinear virtual colon unfolding. Visualization, 2001. VIS '01. Proceedings, Pages:411 - 579 , 21-26 Oct. 2001

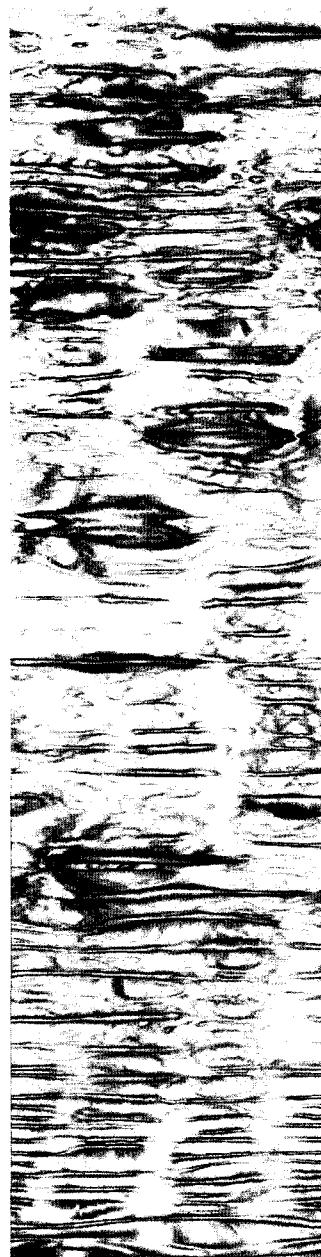


그림 9. 대장의 펼친 영상 (1960×360)