

# 바이오텐세그리티 구조 시스템의 형상 결정

## Shape Finding of Bio-Tensegrity Structural System

양 대 현\*  
Yang, Dae-Hyeon

김 미 희\*\*  
Kim, Mi-Hee

강 주 원\*\*\*  
Kang, Joo-Won

김 재 열\*\*\*\*  
Kim, Jae-Yeol

### Abstract

This study investigated a bio-tensegrity structural system that combines the characteristics of a general tensegrity structural system with a biological system. The final research objective is to accomplish a changeability for the structural system as like the movement of the natural bio-system. In the study, we present a shape finding procedure for the two stage bio-tensegrity system model inspired by the movement pattern of animal backbone. The proposed system is allowing a dynamic movement by introducing the concept of "saddle" for the variable bio-tensegrity structure. Several shape finding analysis example and results are presented and shows a efficient validation and suitability.

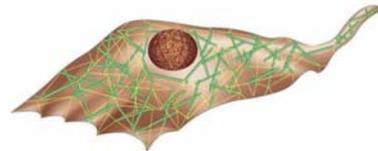
**Keywords :** Bio-tensegrity, Self-equilibrium state, Optimization method, Eigenvector, Animal backbone

### 1. 서론

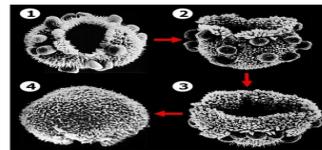
텐세그리티 구조는 다양한 형상과 에너지적 효율성을 가지고 있다. 또한 텐세그리티 구조는 앞서 설명한 장점을 살려서 건축 및 우주 공학 등 다양한 분야에서 발전 가능성을 보여주고 있다. 그러나 텐세그리티 구조를 실제 산업 분야에 적용하기는 쉽지 않기 때문에 간단한 공작물 등에 적용되어 왔다.

자연계에 존재하는 크고 작은 생물체는 현재 상태에서부터 다음 단계로의 활동을 위해 세포 단위부터 복잡하게 변형하여 움직이게 된다. 변형으로 인한 움직임은 적은 에너지를 소비하여 대응하게 되며, 스스로 평형 상태가 가능하도록 끊임없이 움직임이 이루어진다. 이와 같이 생물학적 시스템의 에너지 효율성과 자기 평형 능력은 텐세그리티 구조 시스템과 유사한 특징을 나타낸다. 이러한 생물학적 특성을 응용하여 텐세그리티 구조 특성에 결합한

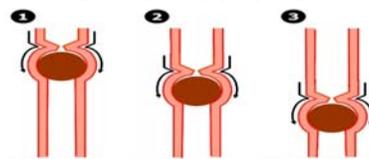
바이오텐세그리티(Bio-tensegrity) 구조 시스템으로 개발하고자 한다.



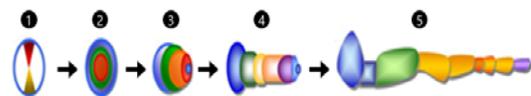
(a) A cell and its contractile filaments (colored green), which provide inner pulling force (photo courtesy of Matt Pickett)



(b) The volvox algae form a hollow spherical colony that can invert itself through local contractions of individual cells



(c) Peristaltic waves in the esophagus are achieved through distributed contraction of cells



(d) Metamorphosis image of vinegar flies

〈Fig. 1〉 Self-modification of organism

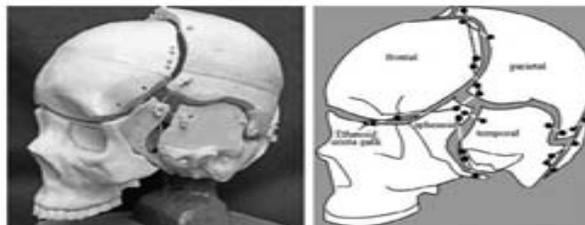
\* 학생회원, 협성대학교 도시건축공학과, 박사과정  
Dept. of Architectural Eng., Hyupsung University  
\*\* 학생회원, 협성대학교 도시건축공학과, 박사과정  
Dept. of Architectural Eng., Hyupsung University  
\*\*\* 정회원, 영남대학교 건축학부 교수, 공학박사  
School of Architecture, Yeungnam University  
\*\*\*\* 교신저자, 정회원, 협성대학교 건축공학과 교수, 공학박사  
Dept. of Architectural Eng., Hyupsung University  
Tel: 031-299-0758 Fax: 031-298-2737  
E-mail: jykim@uhs.ac.kr

Morpho는 <Fig. 1>에 나타난 바와 같이 세포의 구조가 바탕이 된 모듈식 로봇을 발표하였다<sup>1)</sup>. 이 로봇 디자인의 원리는 세포의 수축과 팽창 메커니즘을 결합하였으며, 세포와 유사한 방법으로 외부 하중이 주어졌을 때 자발적으로 변형하는 것이다. 이 시스템은 다양한 로봇의 변형을 제어하기 위하여 4개의 모듈(능동적 연결, 수동적 연결, 표면막, 연결체)로 구성된다.



<Fig. 2> Bio-tensegrity model by Flemons<sup>2)</sup>

Flemons(2006)는 <Fig. 2>와 같이 인간의 신체를 텐세그리티적 시스템으로 형상화 하였으며, 그의 연구 가운데 인체의 다리를 텐세그리티로 표현한 모델에서 뼈가 무릎 부분에서 서로 접하지 않고 움직일 수 있다는 것을 제안하였다<sup>2)</sup>. 그러나 Flemons 연구의 모델들은 수학적 접근이 아닌 디자인적으로 접근하여 제안되었다.

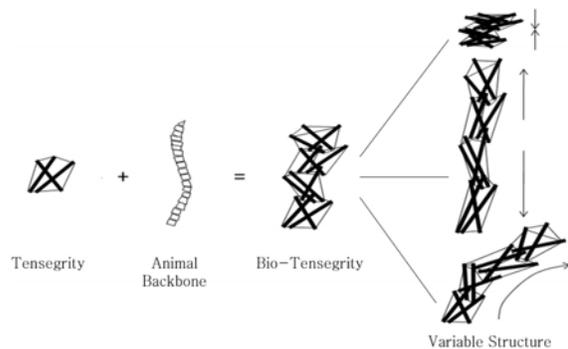


<Fig. 3> Bio-tensegrity model by Scarr<sup>3)</sup>

Scarr(2008)는 아치형 두개골의 형태가 팽창력을 갖는 텐세그리티 구조 작용에 의하여 안정되고 유지되는 것에 대하여 연구하였다<sup>3)</sup>. Scarr의 텐세그리티 구조 시스템 형태는 압축된 지지대와 두개골로 구성되어 있다<Fig. 3>. 아치형 두개골의 형태는 연속적으로 압축된 형태가 아닌 비연속적으로 압축된 형태로 형성되어 압축된 지지대에 의하여 분리되어 있다. 이 두개골은 큰 공간을 형성하고 효율적인 에너지를 활용하기 위하여 최소한으로 밀집되었다.

이외에도 Levin(2002)<sup>4)</sup>, Stamenović(2008)<sup>5)</sup>, Wang et al.(2001)<sup>6)</sup> 등 다수의 연구자들이 연구하였으나, 기존에 수행된 바이오텐세그리티 구조 시스템에 대한 연구는 단순히 개념 설명이나 텐세그리티 구조 원리를 설명하는 것으로 국한되어 있어 실제 구조물에 적용하기가 쉽지 않다.

본 논문의 저자들은 텐세그리티 구조 시스템과 생물학적 시스템의 우수성을 응용한 바이오텐세그리티 구조 시스템을 개발하여 실제 구조물에 적용하고자 하는 시도를 하였다<sup>7)</sup>. 이러한 연구는 바이오텐세그리티 구조 시스템 중 인체와 유사한 움직임을 형상화 하는 방안으로 시작된 아이디어에서 출발하였으며, 인체 중에서도 척추 움직임을 고려하여 하나의 바이오텐세그리티 구조 시스템으로 한 연구이다. 본 연구는 인간의 척추 형상에 착안하여 제시하는 바이오텐세그리티 구조 시스템을 개발하기 위한 형상을 결정하는 방법에 대한 것이다. 초기 단계의 형상 결정과 자기 평형을 찾는 과정에 있어 새로운 아이디어를 제안하고, 시뮬레이션 해석을 통하여 제안한 형상 결정 방법의 적합성을 확인하고자 한다.

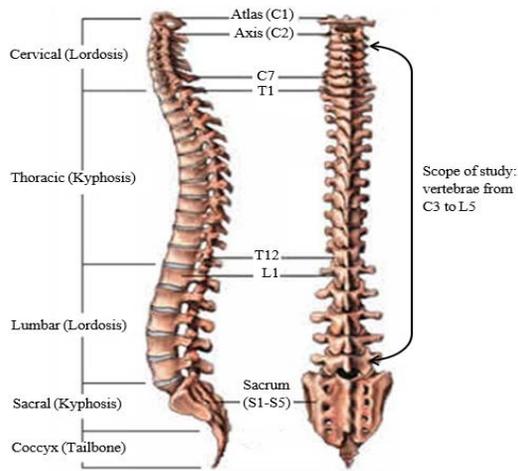


<Fig. 4> Content research

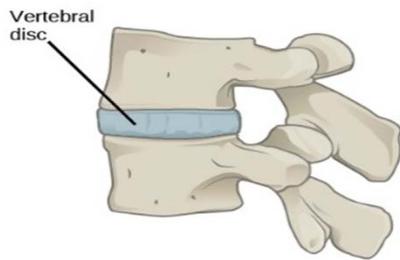
## 2. 바이오텐세그리티 구조

### 2.1 척추형 바이오텐세그리티

서론에서 언급한 바와 같이 인체의 척추를 바이오텐세그리티 구조로 나타내기 위하여, 인체의 뼈는 압축 부분을 담당하고 근육은 인장 부분을 담당한다는 가정으로 시작한다.



<Fig. 5> Anatomy view of human spine



<Fig. 6> Disc of human spine

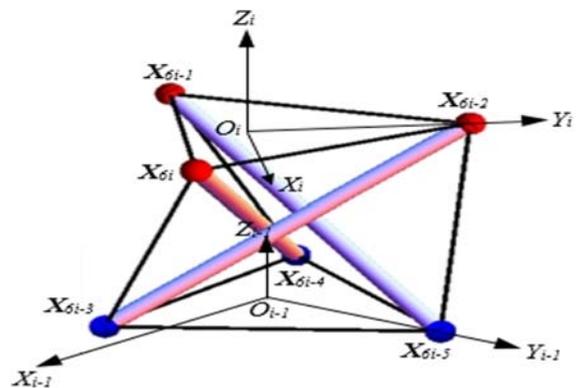
<Fig. 5>는 인체의 척추를 해부학 하여 도식화 한 것이며, 척추 뼈들이 <Fig. 6>과 같이 연골과 유사한 유연한 근육으로 연결됨을 알 수 있다<sup>8)</sup>. 즉, 뼈를 담당하는 압축 부분이 서로 연결되어 적층되는 것이 아니라 압축 부분이 맞닿지 않고 인장 부분을 통하여 적층되는 것이다. 텐세그리티 구조에서는 한 절점에서 스트럿 연결 수에 따라 Class 1~k로 나타낸다. 인체의 척추 뼈는 뼈들과의 연결을 허용하지 않으므로 생물학적 특성에 착안한 본 연구는 절점에서 1개의 스트럿만을 허용하는 Class 1로 진행하였다.

## 2.2 바이오텐세그리티 단위 모델

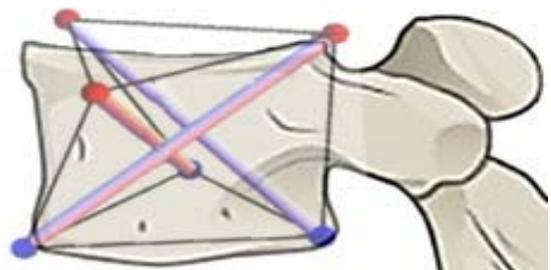
인체의 척추 뼈를 연결하기 위하여 우선 각각의 척추 뼈를 바이오텐세그리티 단위 모델로 표현하였다. 본 연구는 바이오텐세그리티 단위 모델이 삼각형 평면을 갖는 구조물로 구성하게 된다. 이는 사각형 또는 오각형 평면을 갖는 구조물에 비해서 자기 평형을 찾는 과정에서 각 요소들의 간섭이 발생할

경우를 줄이기 위함이다.

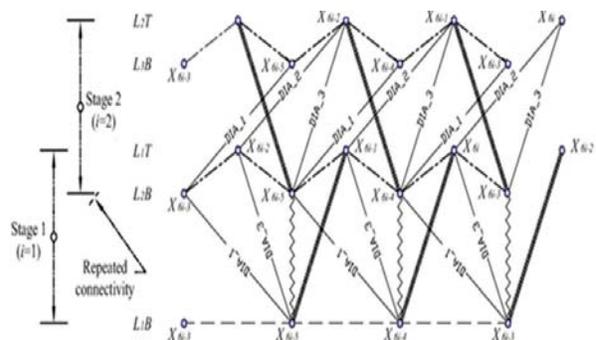
<Fig. 7>은 삼각형 평면을 갖는 바이오텐세그리티 단위 모델이고, <Fig. 8>과 같이 척추 뼈 하나의 모델로 표현이 가능하다. 단위 모델은 전체 좌표  $O_o X_o Y_o Z_o$ 로 표시되며, 절점 좌표는  $X$ 로 표시되어 있다. 국부 좌표  $O_i X_i Y_i Z_i$ 와  $O_{i-1} X_{i-1} Y_{i-1} Z_{i-1}$ 의 좌표는 단위 모델의 상단 부분( $X_{6i-2} X_{6i-1} X_{6i}$ )과 하단 부분( $X_{6i-5} X_{6i-4} X_{6i-3}$ )의 평면 중심에 배치되어 있다. 여기서  $i(i=1, 2, \dots, n)$ 는 단위 모델의 층(Stage)을 의미하며,  $i-1$ 은 해당 층의 하단 평면을 의미한다. 각 기본 단위 모델의 상단과 하단은 정삼각형 형상으로 가정한다.



<Fig. 7> Unit model of bio-tensegrity



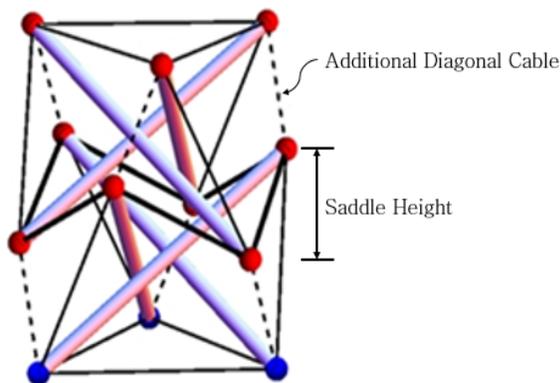
<Fig. 8> Unit model of human spine



<Fig. 9> Element connectivity bio-tensegrity

단위 모델을 Class 1 방법으로 적층한 바이오텐세그리티 구조 시스템으로 나타내기 위하여 Pugh(1976)가 제안한 다이아몬드 패턴으로 된 요소 연결 방법을 도입하였다<sup>9)</sup>. <Fig. 9>는 바이오텐세그리티 단위 모델을 적층하였을 때 각 요소 연결 구성을 도식화 한 것이다. 이러한 다이아몬드 패턴 구성은 텐세그리티 단위 모델을 여러 층으로 적층해도 도식화 하기 쉬우며, 요소간의 연결을 알기 쉽다. 또한 바이오텐세그리티 구조의 안정적인 자기 평형을 위하여 일반적인 텐세그리티 구조와는 다르게 추가적인 케이블을 구성한다. 또한 직전 단계와 다음 단계의 스트럿 진행 방향이 다른 것은 스트럿과 케이블간의 상호 간섭을 최소화 하기 위한 것이다.

2단계 이상의 단계는  $n$ 번째 삼각 단위 모델이 반복된다. 삼각 단위 모델의  $i(i=1,2,\dots,n)$ 번째 상단과 하단 부분 표면은  $L_iB$ 와  $L_iT$ 로 표시한다. 현재  $i$ 번째 삼각 단위 모델 위에 적층된 삼각 단위 모델은  $(i+1)^{th}$ 로 표시한다. 3개의 스트럿은 모든 단계에서 굵은 선으로 표시되어 있다. 두 삼각 단위 모델 사이의 평면을 연결하는 안장 케이블은 불규칙한 쇠선으로 표시되어 있으며, 대각 케이블 1은  $L_iB$ 와  $L_{i+1}B$ 를, 대각 케이블 2는  $L_iT$ 와  $L_{i+1}T$ 를, 대각 케이블 3은  $L_iB$ 와  $L_iT$ 를 연결시킨다. 마지막으로, 1단계의 지그재그 모양의 선으로 표시된 보강 케이블은 자기 평형을 위해서 추가되었다.



<Fig. 10> Model of bio-tensegrity structure

다이아몬드 패턴을 이용하여 바이오텐세그리티 구조 시스템을 구성하는 구조물은  $m$ 개의 요소와  $n$ 개의 절점으로 이루어진 1개의 텐세그리티 단위로 구성된다. 구조물은  $n_c$ 개의 제약이 있는 지점과  $n_u$ 개

의 제약이 없는 자유도로 이루어져 있다고 가정한다. 본 연구에서의 바이오텐세그리티 구조 시스템의 모델은 <Fig. 10>과 같은 3개의 스트럿과 21개의 케이블로 구성된다. 여기서 Saddle은 인체의 척추 뼈에 위치한 연골과 같은 움직임을 나타내게 되며, 1개의 단위 모델에서 나타내는 3개의 스트럿은 척추 뼈 1개를 의미하고, 스트럿을 연결해주는 케이블은 척추 뼈를 움직이게 해주는 근육으로 표현이 가능하다.

### 2.3 바이오텐세그리티 구조의 형상 결정

#### 2.3.1 바이오텐세그리티 구조의 형상 결정 방법

일반적인 텐세그리티 구조의 형상 결정 기법에 대해서는 Tibert & Pellegrino(2003)가 정리한 텐세그리티 시스템의 형상 탐색 기법이 있다<sup>10)</sup>. 형상 탐색 기법은 크게 정적 및 동적으로 나누어지며, 추가적으로 기하학적인 기법이 적용된 경우도 있다.

본 연구에서 초기 형상은 단위 모델이 적층된 형상이다. 적층되어지는 단위 모델 수가 증가함에 따라 부재와 절점수가 급격히 증가하게 된다. 이에 적합한 형상 결정 기법으로 정적 해석 중 일반역행렬을 이용하여 형상 결정 기법을 진행한다. 또한 일반역행렬을 이용하여 자기 평형 방정식을 수립하였을 시에는 다수의 해가 산출되므로 적합한 계수를 찾아 최적의 해를 산정하는 것이 매우 중요하다. 이를 해결하기 위하여 기하학적 해석에서의 유전 알고리즘을 결합하여 각 요소의 응력을 만족하는 최적 계수를 찾기 위한 방법으로 형상 결정 기법을 제안한다.

#### 2.3.2 일반역행렬을 이용한 바이오텐세그리티 구조의 형상 결정

단위 모델이 적층된 바이오텐세그리티 구조의 자기 평형 및 요소들의 응력을 만족하기 위하여 초기 형상에서 삼각형 평면을 회전하여 필요한 조건들을 만족하는 새로운 좌표를 설정하는 아이디어를 제안한다. 바이오텐세그리티 구조의 자기 평형을 찾아가기 위하여 Moore-Penrose의 일반역행렬을 도입하였으며<sup>11),12)</sup> 고유벡터를 통한 자기 평형 응력모드의 기준과 응력을 만족하기 위한 계수를 산정한다<sup>13)</sup>.

1) 일반역행렬

다음과 같은 식 (1)을 만족시킬 때,  $A^{-}$ 를  $A$ 의 일반역행렬이라고 정의한다.

$$\begin{aligned} (AA^{-})^T &= AA^{-}, & (A^{-}A)^T &= A^{-}A \\ AA^{-}A &= A, & A^{-}AA^{-} &= A^{-} \end{aligned} \quad (1)$$

$A$ 가  $(m, n)$ 형 장방형 매트릭스이고, 벡터  $b$ 를 갖는 아래의 식을 고려하면,  $Ax = b$ 이 된다. 이 때, 위 식을 만족하는 해가 존재하기 위해서는  $AA^{-}b = b$ 의 관계가 성립하여야 한다. 여기서 단위 매트릭스  $I$ 를 도입하여 다시 나타내면  $(I - AA^{-})b = 0$  이 된다. 여기서 해의 존재성은  $x = A^{-}b + [I_n - A^{-}A]a$ 를 이용하여 구할 수 있다. 여기서,  $A^{-}b$ 를 특해 (Particular solution)라 하고, 나머지 부분을 여해 (Complementary solution)라 한다.  $I_n$ 은  $(m, n)$ 장방형 매트릭스의  $n$ 을 의미한다. 그런데  $a$ 값에 따라서 해가 결정되고, 또 어떤  $a$ 값을 선택하느냐에 따라서 해의 발산과 수렴, 정확도를 결정하게 된다.

$[I_n - A^{-}A]a = a_1h_1 + a_2h_2 + \dots + a_nh_n$  여기서,  $h_1, h_2, \dots, h_n$  중에서 독립인 열벡터의 수를  $p$ 개라고 하면, 종속인 벡터는 독립벡터에 흡수되므로,

$[I_n - A^{-}A]a = a_1h_1 + a_2h_2 + \dots + a_ph_p$  가 된다. 여기서, 임의의 벡터  $a$ 에 따라 해가 결정된다.

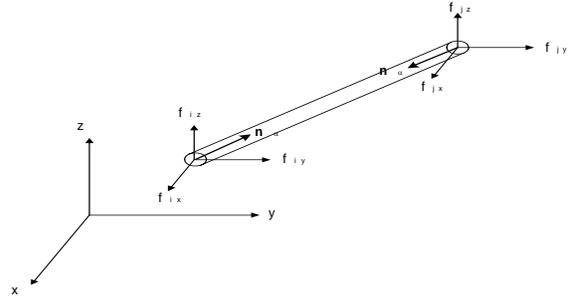
2) 자기 평형 응력모드

바이오텐세그리티 구조의 각 요소는 3차원 2절점 케이블-트러스 요소를 도입하여 케이블 돔 구조의 단위 요소로서 모델화 될 수 있다. <Fig. 11>은 3차원 트러스 요소를 이용하여 케이블 돔 구조 해석 모델의 예를 보여주고 있다. 전체 좌표계  $x, y, z$  축에 대해 트러스 요소  $\alpha$  축의 방향여현 벡터를  $\lambda_\alpha$  그리고 절점  $i$ 와  $j$  에서 축력  $n_\alpha$ 의 성분벡터를  $f_{i\alpha}$ 와  $f_{j\alpha}$ 로 각각 표시하면, 트러스 요소에 대한 절점  $i$ 와  $j$ 에서 평형방정식은 식 (2)와 식 (3)으로 표시될 수 있다.

$$-\lambda_\alpha n_\alpha = f_{i\alpha} \quad (2)$$

$$\lambda_\alpha n_\alpha = f_{j\alpha} \quad (3)$$

$$Bn = p \quad (4)$$



<Fig. 11> Nodal force of the two-node truss

모든 부재에 대해 위의 식 (2)와 (3)에 관련된 식들을 모으면, 전체 해석 모델에 대한 평형방정식은 식 (4)와 같이 행렬식으로 표시될 수 있다.

여기서  $B$ :  $N \times m$  크기를 갖는 장방형 행렬,  $N$ : 자유도 수,  $m$ : 요소 수,  $n$ : 축력  $n_\alpha (\alpha = 1, \dots, m)$ 의 벡터,  $p$ 는 외부 절점력의 벡터이다. 자기 평형 응력모드의 결정에 있어서 요구하는 형상을 명확히 기억하고 있어야 한다. 따라서  $B$ 의 내용은 트러스 요소를 조립한 해석 모델 형태에 의해 좌우된다. 그러므로 자기 평형 응력모드의 문제는 " $Bn = 0$ 을 만족하는 벡터  $n (\neq 0)$ 를 구하는 것"이다.

벡터  $n$ 의 해는 다음과 같이 구할 수 있다.

$$n = [I_m - B^+B]\beta \quad (5)$$

여기서,  $\beta$ 는  $m$ 크기를 갖는 계수의 임의벡터이다.

$$G = [I_m - B^+B] = [g_1, g_2, \dots, g_m] \quad (6)$$

만약  $n = [I_m - B^+B]$ 가 다음과 같은 구성 벡터로 표현되고 여기서  $q$ 개의  $g_1, g_2, \dots, g_q$ 로 구성되어 있다면, 식 (5)는

$$n = \sum_{i=1}^q \beta_i g_i = \beta_1 g_1 + \beta_2 g_2 + \dots + \beta_q g_q \quad (7)$$

이 되며, 여기서  $q$ 는 종속 자기 평형 응력모드이다.

3) 계수  $\beta$ 의 최적화

계수  $\beta_i$ 는 재료의 응력 조건을 만족하는 자기 평형을 얻기 위하여, 모든 스트럿과 케이블 요소에 대해 최소 및 최대 축력의 허용 범위를 확인한다.

Hooke's 법칙에 의하여 케이블 요소들은 다음과 같은 조건을 만족해야 한다.

$$0 \leq n_c \leq \sigma_c A_c \quad (8)$$

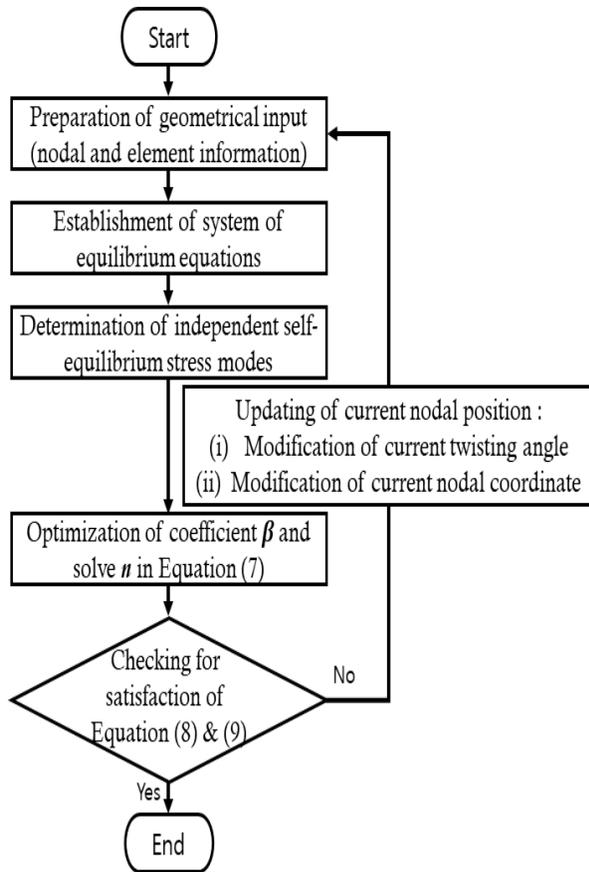
여기서,  $n_c$ 는 축 방향 응력,  $\sigma_c$ 는 항복응력,  $A_c$ 는 단면적이다.

압축재를 고려하는 스트럿은 Euler's의 좌굴 공식을 이용하여 다음과 같은 조건을 만족해야 한다.

$$-\frac{\pi^2 E_s I_s}{L_s^2} \leq n_s \leq \sigma_s A_s \quad (9)$$

여기서,  $n_s$ 는 축 방향 응력,  $E_s$  탄성계수,  $I_s$ 는 단면 2차 모멘트,  $L_s$ 는 요소의 길이,  $\sigma_s$ 는 항복응력,  $A_s$ 는 단면적이다.

4) 바이오텐세그리티 구조의 형상 결정 프로세스



<Fig. 12> Shape finding algorithm of bio-tensegrity structural system

<Fig. 12>는 2.3.2절에서 설명한 바이오텐세그리티 구조의 형상 결정을 위한 자기 평형까지 이르는 전 과정을 알고리즘으로 나타낸 것이다.

프로세스에서 Step 1은 절점 및 요소에 관한 정보를 입력하는 단계로 절점 좌표는 <Fig. 7>에서 삼각 프리즘 크기 및 상·하단 프리즘 평면간의 비틀림

각도, 높이에 따른 <Fig. 9>의 요소 연결성으로 설정된다. 다음 단계인 Step 2는 각 요소의 평형방정식을 수립하기 위하여 식 (4)와 행렬  $B$ 를 결정짓기 위한 식 (5)를 이용한다. Step 3은 독립적인 자기 평형 응력모드를 결정하는 단계이며, 고유벡터 기반으로 접근하고 식 (7)을 이용하여 독립모드인  $g$ 이 결정이 된다. Step 4는 축력  $n$ 을 만족하기 위한 계수  $\beta$ 를 최적화 하는 단계이다. 마지막으로 Step 5에서는 식 (8), (9)를 충족하기 위한 단계로 충족 시에는 형상 결정이 완료된 것이다.

반면 충족되지 않을 경우 Step 1의 입력 정보를 수정하는 단계로 되돌아가 충족할 때까지 반복하게 된다.

### 3. 바이오텐세그리티 구조의 형상 해석

#### 3.1 형상 해석 계획

제안한 바이오텐세그리티 구조의 형상 결정 프로세스에 대한 적합성을 검증하기 위하여 기본 단위 모델을 2개 적용한 <Table 1>과 같은 절점 좌표를 갖는 바이오텐세그리티 구조에 대하여 형상 해석을 진행하였다. 제안한 프로세스 알고리즘은 초기 형상에서 단위 모델의 상·하단 삼각형 평면을 회전하여 자기 평형을 찾는 과정이다. 자기 평형 과정을 확인하기 위하여 상·하단 삼각형 평면간의 회전 각도를 변수로 두어 형상 해석을 진행하였다. 형상 해석 과정을 통하여 계수  $\beta$ 의 산정과 각 요소의 응력을 산출하여 해당 형상에서 자기 평형 여부를 확인하였다.

<Table 1> Nodal coordinate of two-stage bio-tensegrity structure

Node	x	y	z	Stage
N 1	0	0	0	L1B
N 2	231	0	0	L1B
N 3	115.5	200	0	L1B
N 4	0	0	265.65	L1T
N 5	231	0	265.65	L1T
N 6	115.5	200	265.65	L1T
N 7	0	0	196.35	L2B
N 8	231	0	196.35	L2B
N 9	115.5	200	196.35	L2B
N 10	0	0	427.35	L2T
N 11	231	0	427.35	L2T
N 12	115.5	200	427.35	L2T

<Table 2> Connection of element two-stage bio-tensegrity structure

Group	Element	Node i	Node j
Strut(One-stage)	1	1	5
	2	2	6
	3	3	4
Strut(Two-stage)	4	7	12
	5	8	10
	6	9	11
Bottom cable	7	1	2
	8	2	3
	9	3	1
Top cable	10	10	11
	11	11	12
	12	12	10
Saddle cable	13	4	7
	14	4	8
	15	5	7
	16	5	9
	17	6	8
	18	6	9
Diagonal cable (One-stage)	19	1	4
	20	2	5
	21	3	6
	22	1	8
	23	2	7
	24	3	9
Diagonal cable (Two-stage)	25	4	11
	26	5	10
	27	6	12
	28	7	11
	29	8	12
	30	9	11
Reinforce cable	31	1	7
	32	2	9
	33	3	8

<Table 3> Condition of restriction two-stage bio-tensegrity structure

Node	x axis	y axis	z axis
1~3	Fix	Fix	Fix
4~12	Free	Free	Free

2단계 바이오텐세그리티 구조는 12개의 절점과 33개의 요소를 갖는다. <Table 2>는 각 요소간의 연결성을 정리하였으며, 하단 척추 뼈는 영치 뼈에 연결되어 있기 때문에 형상 해석을 위하여 <Table 3>과 같은 제한된 절점(고정단)과 비제한된 절점(자유단)으로 구속 조건을 설정하였다.

바이오텐세그리티 구조의 형상 결정을 위한 자기 평형 방정식을 FORTRAN95로 코딩하여 요소와 절점의 정보만을 입력하여 형상 해석을 수행하였다. 또한, 자기 평형 응력모드를 통한 계수  $\beta$ 를 Microsoft Excel에서 Solve 기능을 이용하여 최적화된 계수  $\beta$ 를 산정하였다. 바이오텐세그리티 구조의 각 요소의 허용 응력 조건에서는 탄성계수, 단면적,

비중, 항복강도 등의 영향을 받는다.

본 해석에서는 실제 제작이 가능하기 위하여 스트럿과 케이블은 강봉으로 가정한 <Table 4>와 같은 물성치로 설정하였다.

<Table 4> Material property of SS400

Modulus of E	Density	Yield strength
(MPa)	(g/cm <sup>3</sup> )	(MPa)
205,000	7.85	230

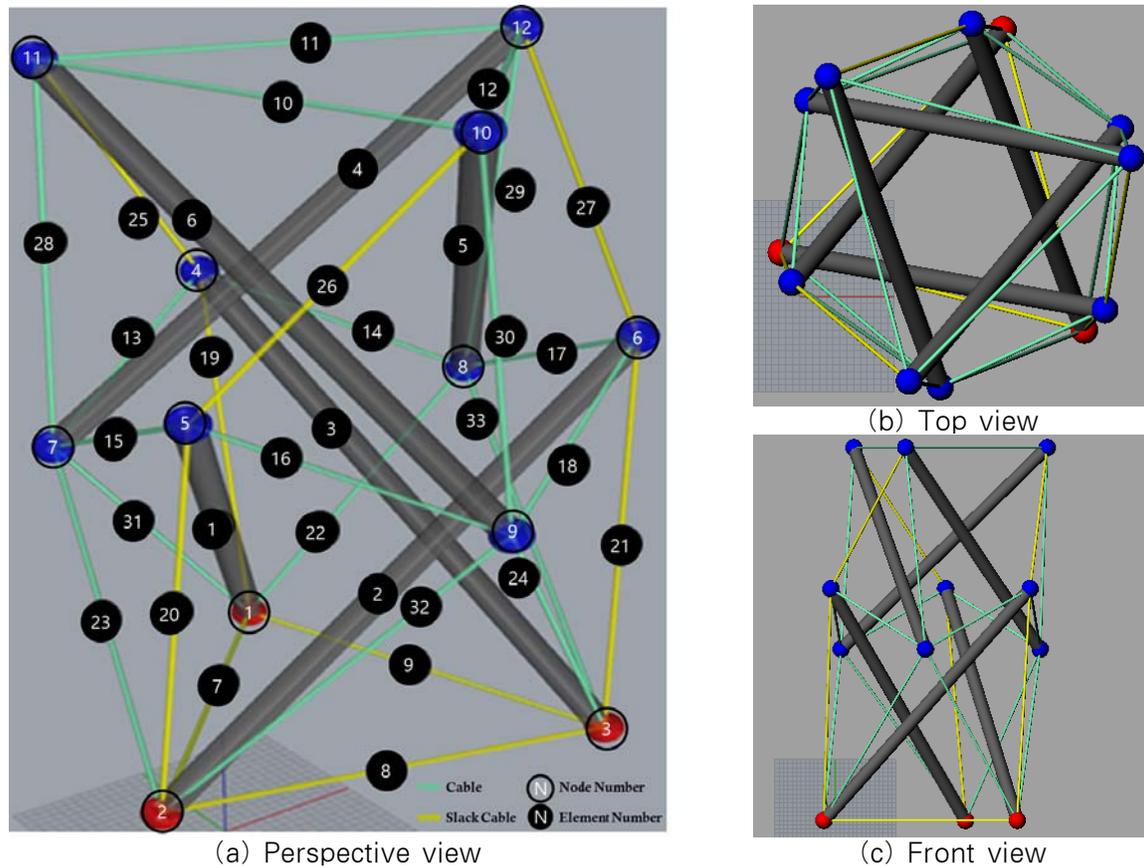
2단계 바이오텐세그리티 구조의 형상 결정 모델은 각 단위 모델에서 자유단끼리 결합한 상·하단 삼각형 평면의 회전각( $\alpha$ )을 5°씩 증가하도록 설정하여 12개 모델의 형상 해석을 수행하였다. 단위 모델이 갖는 삼각형 평면의 폭은 높이 d를 200mm로 산정하여 231mm를 얻었다. 높이-폭 비를 1:1, 안장(Saddle)의 높이는 단위 모델의 폭에 20%로 산정하였다. 스트럿의 지름은 8mm, 케이블의 지름은 2mm로 형상 해석을 수행하였다. 각 모델별 변수와 조건을 <Table 5>에 정리하였다.

<Table 5> Shape analysis model of two-stage bio-tensegrity structure

Model	Angle( $\alpha$ )	Width(mm)	Height(mm)
A0	0		
A5	5		
A10	10		
A15	15		
A20	20		
A25	25		231
A30	30		
A35	35		
A40	40		
A45	45		
A50	50		
A55	55		

### 3.2 형상 해석 결과

<Fig. 13>은 <Table 2~3>의 절점 조건이 같은 요소를 연결하여 <Table 5>와 같은 2단계 바이오텐세그리티 구조의 12개 형상 해석 모델을 해석하였다. 그 결과로 독립 자기 평형 응력모드와 Slack 케이블을 산출하였고, 각 요소에서의 응력을 <Table 6~7>에 정리하였다. 해석 결과에서 Slack 케이블은 케이블의 특성인 인장력이 부여되지 않고 압축력을 받아 느슨한 상태이며, Slack 케이블이 발생한 모델은 자기 평형이 되지 않는 것을 의미한다.



<Fig. 13> Model of shape analysis

<Table 6> Result of shape analysis(Element stress)

Element	$n(N)$	Element	$n(N)$	Element	$n(N)$			
7	-0.83779	7	-0.20752	7	-0.02554			
8	-0.83868	8	-0.20782	8	-0.0255			
9	-0.83799	9	-0.20745	9	-0.02559			
A0	19	-5.35021	A5	19	-2.11102	A10	19	-1.17076
	20	-5.34912		20	-2.11042		20	-1.17061
	21	-5.35156		21	-2.11284		21	-1.17024
	25	-4.9507		25	-2.04974		25	-1.176
	26	-4.95122		26	-2.04954		26	-1.17561
	27	-4.95241		27	-2.05147		27	-1.17535
	19	-1.1511		19	-2.97136		19	-0.42181
A15	20	-1.1504		20	-2.96953		20	-0.42178
	21	-1.15061	A20	21	-2.97144	A25	21	-0.42224
	25	-1.18515		25	-3.13644		25	-0.47537
	26	-1.18532		26	-3.13635		26	-0.47569
	27	-1.18462		27	-3.13555		27	-0.47538
A30	26	-1.38462	A35	1~33	Satisfaction	A40	1~33	Satisfaction
				31	-0.4593			
A45	1~33	Satisfaction	A50	32	-0.45959	A55	26	-1.38223
				33	-0.45814			

<Table 7> Result of shape analysis(S.E.S.M. & S.C)

	A0	A5	A10	A15	A20	A25	A30	A35	A40	A45	A50	A55	
S.E.S.M							3						
S.C	9			6			3	0			3	1	

\* S.E.S.M : Self-Equilibrium Stress Mode, S.C : Slack Cable

<Table 7>에서는 단위 모델에서 상단 삼각형 평면의 회전각( $\alpha$ )에 따른 Slack cable 발생 수에 대한 결과를 비교한다. 회전각이 증가함에 따라 Slack 케이블이 감소하는 것을 확인할 수 있으며, 일정 회전각 구간에 도달하였을 때 Slack 케이블이 발생하지 않으며, 일정 회전각 구간을 초과할 시 다시 Slack 케이블이 발생하는 것을 확인할 수 있다. 이는 회전각이 증가함에 따라 각 요소에서 초기 응력을 증가시키기 때문에 발생한 Slack 케이블에 인장력이 부여되는 것이며, 그 이상의 회전각 증가는 요소의 응력을 감소시키는 것이다.

본 해석에서는 스트럿 지름은 8mm, 케이블 지름은 2mm, SS400 물성치를 가지고 수행하여 해석한 결과에서 Slack 케이블이 발생하지 않는 것은 A35, A40, A45모델이다. 그러나 A35모델과 A40모델은 각 요소에서의 응력이 허용 응력을 넘어서는 결과를 보인다. 2개의 모델에 안정적인 자기 평형을 위한 응력 조건을 만족하기 위해서 재료의 물성치와 단면적을 변경하였을 시 응력 조건을 만족시키는 것이 가능할 것으로 판단된다.

#### 4. 결론

본 연구에서는 다양한 분야에 효율적인 텐세그리티 구조 시스템을 응용하기 위해 가변성을 가진 텐세그리티 구조 시스템을 제안하기 위한 목적으로 기존 텐세그리티 구조 시스템과 생물학적인 특성을 결합한 바이오텐세그리티 구조 시스템에 대한 연구를 진행하였다.

생물학적 형상 중 움직임을 갖기 위하여 가변성을 갖는 텐세그리티 구조 시스템에 대하여 형상 결정 방법을 제안하는 연구를 진행하였으며, 본 연구의 결론은 다음과 같다.

1) 일반적인 프리즘 텐세그리티 구조와 인체의 척추 뼈를 결합한 바이오텐세그리티 구조를 제안하였으며, 각 척추의 연결하는 연골 부분을 Saddle로 도입하여 가변성을 갖는 구조 시스템을 제안하였다.

2) 바이오텐세그리티 구조 시스템의 형상 결정 방법으로 일반역행렬과 자기 평형 응력모드를 이용하여 제안하였다. 이 중 계수  $\beta$ 가 응력 조건을 만족시

키기 위하여 최적 값의 산정 방법을 제시하였다. 또한 제안한 형상 결정 방법을 이용한 형상 해석 수행 결과 적합한 것으로 판단된다.

3) 본 연구에서 제안한 바이오텐세그리티 구조 시스템의 형상 결정 방법은 적은 절점과 요소에서도 응력을 만족하는 계수  $\beta$ 의 정확한 값을 도출하기가 어렵다. 이는 절점 및 요소의 수가 증가함에 따라 허용 응력 조건을 만족하는 계수  $\beta$ 를 산정하는 방법에 대하여 보완하는 것이 필요하다고 판단된다.

#### 감사의 글

이 논문은 2016년도 정부(미래창조과학부)의 재원으로 한국연구재단의 지원을 받아 수행된 연구임(과제번호: 2016R1A2B4014562)

#### References

1. Yu, C. H., Haller, K., Ingber, D., & Nagpal, R., "Morpho: A Self-deformable Modular Robot Inspired by Cellular Structure", Proceedings of the IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems, France, pp.3571~3578, 2008
2. Flemons, T., "The Geometry of Anatomy — The Bones of Tensegrity", [http://www.intensiondesigns.com/geometry\\_of\\_anatomy.html](http://www.intensiondesigns.com/geometry_of_anatomy.html), 2006
3. Scarr, G., "A Model of the cranial vault as a tensegrity structure, and its significance to normal and abnormal cranial development", International Journal of Osteopathic Medicine, Vol.11, No.3, pp.80~89, 2008
4. Levin, S. M., "The Tensegrity-Truss as a Model for Spine Mechanics: Biotensegrity", Journal of Mechanics in Medicine and Biology, Vol.02, No.03n04, pp.375, 2002
5. Stamenović, D., "Rheological behavior of mammalian cells", Cellular And Molecular Life Sciences, Vol.65, No.22, pp.3592~3605, 2008

6. Wang, N., Naruse, K., Stavenović, D., Fredberg, J. J., Mijailovich, S. M., Tolić-Nørrelykke, I. M., . . . Ingber, D. E., "Mechanical behavior in living cells consistent with the tensegrity model", *Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America*, Vol.98, No.4, pp.7765~7770, 2001
7. Kim, M. H., Yang, D. H., & Kim, J. Y., "Shape Finding of 2 Stage Bio-tensegrity Structure", *Annual Spring Conference of the AIK*, Vol.37, No.1, pp.601~602, 2017
8. Busscher, I., Ploegmakers, J. J. W., Verkerke, G. J., & Veldhuizen, A. G., "Comparative anatomical dimensions of the complete human and porcine spine", *European Spine Journal*, Vol.19, No.7, pp.1104~1114, 2010
9. Pugh, A., "An Introduction to Tensegrity", *University of California Press, Berkeley*, pp.1~121, 1976
10. Tibert, A. G., & Pellegrino, S., "Review of Form-Finding Methods for Tensegrity Structures", *International Journal Space Structures*, Vol.18, No.4, pp.209~223, 2003
11. Moore, E. H., "On the Reciprocal of the General Algebraic Matrix", *Bulletin of American Mathematical Society*, Vol.26, pp.394~395, 1920
12. Penrose, R., "A Generalized Inverse for Matrices", *Mathematical Proceedings of the Cambridge Philosophical Society*, Vol.51, No.3, pp.406~413, 1955
13. Hangai, Y., & Kawaguchi, K., "General Inverse and its Application to Shape Finding Analysis", *Baifukan*, 1991

- Received : August 15, 2017
- Revised : April 03, 2018
- Accepted : April 04, 2018