

家兔 外頸動脈의 伸張度에 對하여

慶北大學校 醫科大學 生理學教室

李 東 一 · 朱 永 恩

=Abstract=

On the Distensibility of the External Carotid Artery of the Rabbit

Dong Il Lee, M.D. and Young-Eun Choo, M.D.

*Department of Physiology, Kyungpook National University School of Medicine
Taegu, Korea*

The distensibility of the major arteries has been investigated extensively, but the value expressed as Young Modulus varies widely by the different schools of the investigators, the major reason undoubtedly being the difficulties encountered in the measurement.

In the present study, an attempt was made to elucidate the distensibility of the external carotid artery of the rabbit, which was placed in saline immediately after removing from the apparently healthy, normal rabbit without anesthesia.

The circular section strip and longitudinal section strip were made from the whole artery, and Young Modulus of the whole artery, circular section and longitudinal section strips was calculated from the length-tension curve of each sample.

Also, the similar samples of the artery separately obtained were placed in ATP solution in the concentration of 0.15 mM and 0.30 mM, and Young Modulus was similarly calculated.

Experiments were performed at 15, 45 and 75 min after the artery was removed from the rabbit, and the results thus obtained are summarized as follows.

1) Young Modulus of the whole external carotid artery of the rabbit in saline was 4.74×10^7 dyne/cm² at 15 min, but lower values were obtained at 45 and 75 min, Young Modulus being 4.62×10^7 dyne/cm² and 4.13×10^7 dyne/cm², respectively.

When the arterial samples were placed in ATP solutions, Young Modulus did not change much throughout the experiment, and lower Young Moduli were obtained in 0.30 mM ATP solution than in 0.15 mM ATP solution.

2) Young Modulus of the circular section strip in saline was 4.11×10^7 dyne/cm², 3.75×10^7 dyne/cm² and 3.90×10^7 dyne/cm², respectively, at 15, 45 and 75 min, the value at 15 min being the highest.

However, when the strip was placed in ATP solutions, no appreciable change was observed throughout the experiment, and Young Moduli were lower in 0.30 mM ATP solution than in 0.15 mM ATP solution.

3) Young Modulus of the longitudinal section strip in saline was 2.12×10^7 dyne/cm², 2.48×10^7 dyne/cm² and 2.46×10^7 dyne/cm², respectively, at 15, 45 and 75 min, Young Modulus being slightly elevated in the latter part of the experiment.

A similar tendency was observed when the strip was placed in ATP solutions.

緒 論

사람을 爲始한 哺乳動物에 있어서 動脈은 다음의 뚜렷한 두가지의 機能을 갖고 있다. 卽, 첫째는 中心部인 兩心室에서 末端 毛細血管床까지 血液을 移動시킬 수 있는 導管의 役割이고 둘째는, 心室의 搏出期 동안 充分한 伸張性 또는 彈性도를 갖고 있음으로서 血液을 一時的으로 保存 또는 貯藏할 수 있는 作用이다¹⁾.

특히 大動脈이나 心臟에 比較的 가까운 距離에 있는 큰 動脈의 血管壁에는 組織學的으로도 彈性組織(elastic fiber)이 豊富하게 存在²⁾함으로써 그 伸張도가 높다함은 이미 周知의 事實이다. 그러나 身體 各部位의 動脈의 伸張性을 生體內에서 測定한다는 것은 그리 쉬운 일이 아니며, 지금까지의 實驗方法中 動脈系 各部位에서의 壓力變化를 測定함으로써 脈波의 傳播速度, 大動脈上部에서의 壓波(pressure pulse)의 模樣 또는 大動脈下部나 큰 動脈으로 지나감에 따라 脈波의 模樣이 變化되는 樣相等에 對해서는 相當히 많은 研究³⁻⁶⁾가 이루어져 있으나 血管의 直徑과 血液의 流速을 同時에 記錄하지 않고서는 動脈系의 力學的 關係와 伸張度를 論할 수는 없을 것이다¹⁾.

이에 比하여 動脈을 摘出した 後 生體外에서 그 伸張度를 測定하는 것은 實驗方法 自體는 比較的 쉬우나, 여기서 얻는 結果는 勿論 間接的이어서, 이것으로서 生體內의 多角的인 要素가 集約되어 있는 狀態에서의 實際 伸張度를 말할 수는 없는 缺點이 있을 것이다.

그러나 지금까지 動脈의 伸張度를 生體外에서 測定한 方法으로서 實驗材料에 荷重을 加함으로써 길이 的 變化를 測定하고 所謂, 張力-길이 曲線(tension-length curve)을 記錄하는 方法⁷⁻¹⁰⁾과 血管의 兩端을 結紮하고, 그 속의 容積을 變化시키므로써 壓力의 變化를 測定하여 所謂, 容積-壓力曲線(volume-pressure curve)를 記錄하는 方法¹¹⁾의 두가지가 알려져 있다.

이中 張力-길이 曲線을 記錄하는 方法은 그 曲線의 全體나 또는 그 一部分에 있어서 주어진 무게(stress)에 對한 伸張된 길이(strain)가 比例하여 直線關係를 나타내고 Hooke의 法則에 따른다는 것을 前提로 한다. 그러나 Remington¹²⁾과 Hamilton 등¹³⁾에 依하면 大動脈의 切片(strip)에서 얻은 張力-길이 曲線은 全體에서 S字狀을 나타낼 뿐 아니라, 大動脈의 部位와 切片의 作成方法에 따라 S字狀의 形態에도 크게 差異가 나타난다고 하였다.

그뿐 아니라 動脈壁은 上皮組織, 彈力纖維, collagen 纖維 및 平滑筋 등으로 構成되어 있는만큼 그 全體에서 얻는 張力-길이 曲線은 動脈壁 各部分이 나타내는 曲線의 綜合된 것일 것이고, 따라서 動脈의 種類와 部位 및 切片作成의 方法 등에 따라 張力-길이 曲線도 同一한 樣相을 나타내지 않을 것이다¹⁴⁾. 이러한 點으로 볼때 지금까지 사람을 爲始하여 數種動物의 몇가지 動脈에서 얻은 張力-길이 曲線과, 여기서 誘導된 Young 率이 研究者에 따라 크게 差異가 있음¹⁵⁾은 쉽게 理解될 수 있을 것이다.

또한 動物에서 血管을 摘出하면 卽刻的으로 動脈의 길이 短縮되고, 動脈壁에는 緊張(tension)이 招來된다¹⁶⁾고 하며, 이러한 現象은 adenosin triphosphate (APT)의 遊離와 密接한 關係가 있으리라고 推測된다.

以上과 같은 見地에서 著者は 지금까지 別로 뚜렷한 研究成績이 報告된 바는 없으나 큰 動脈에 屬하는 家兎의 外頸動脈을 材料로 하여 이것을 橫斷(circular section) 및 縱斷(longitudinal section)한 切片에서와 全動脈에서 各各 時間의 經過에 따른 張力-길이 曲線을 作成하고 여기에서 Young 率을 誘導하여 서로 比較하였다. 또한 各 切片을 一定濃度の ATP 溶液中에 浸後 Young 率을 求함으로써 外頸動脈의 伸張度의 一端을 理解함에 도움이 되고자 本 研究를 試圖하였으며 그 結果를 發表코자 한다.

實體材料 및 方法

1. 血管標本 作成

實驗動物로서는 生後 8~10個月되는 體重 2~2.5 kg의 雜種成兎 總 60匹을 使用하였다. 家兎를 固定臺에 固定한 後 麻醉함이 없이 左側頸動脈部位를 露出하여 外頸動脈을 上·下部位에서 切除하고 곧 生理的食鹽水에 浸潤시켰다. 血管內의 血液은 注射器를 使用하여 生理的食鹽水로서 充分히 除去하였고 血管에 附着되어 있는 組織도 注意깊게 除去하였다. 全 血管을 實驗에 使用하였을 때는 血管을 다시 3~4 mm의 길이로 切斷하였고, 橫斷(circular section)하여, 그 切片(strip)을 使用하였을 때는, 面刀날로 幅이 0.1~0.2 mm가 되 췌금 橫斷하여 輪狀의 橫切片을 얻은 다음 다시 縱斷하여 切片을 作成하였다. 縱斷(longitudinal section)은 全 血管을 縱斷하여 平面上에 攤 다음, 幅이 0.1~0.2 mm 되도록 面刀날로 切斷하여 縱切片을 作成하였다. 이렇게 作成한 各 血管片은 實驗目的에 따라 生理

的食鹽水나 或은 最終濃度 0.15 mM 및 0.30 mM의 ATP 溶液中에 浸潤시킨 후 實驗時間에 따라 使用하였고 이때의 生理的食鹽水나 ATP 溶液의 溫度는 室溫과 同一하게 하였다.

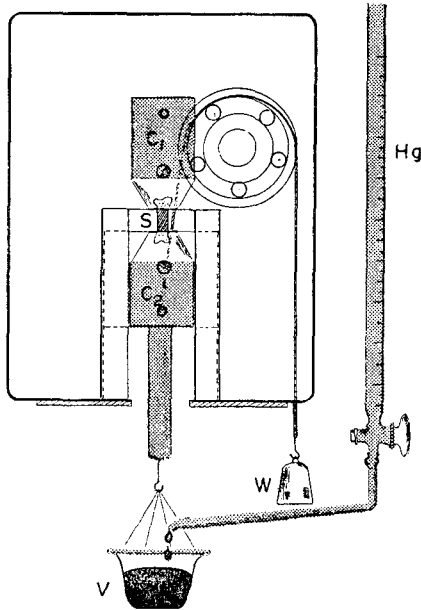


Fig. 1. Schematic diagram of the tension-length measuring apparatus.

- S: Arterial sample.
- C₁ & C₂: Clips for fixation of the sample.
- V: Vessel for mercury.
- W: Balance weight for C₂ & V.
- Hg: Mercury in glass burette.

2. 血管片의 伸張性 測定

各 血管片의 伸張性은 第1圖에서 보는 바와 같이 ple-xiglass 로 本教室에서 製作한 小組織片 張力測定器로 서 測定하였다. 即 C₁ 및 C₂는 血管片(S)의 固定裝置 이고, 그 사이에 S를 把持토록 되어있으나 C₁는 固定 되어 있고 C₂는 거의 低抗없이 上下로 移動된다. 이 처 럼 S를 垂直으로 把持하면 C₂의 重量은, 滑車를 通하 여 錐(W)에 依하여 平衡되고 C₂의 下部에 連結되어 있는 plastic 製 水銀容器(V)內에 水銀이 注入되기까지는 S는 V에 該當하는 작은 重量의 負荷만으로서 一定한 懸垂狀態를 維持하게 되고, V에 水銀을 加注射함으로써 V의 重量이 增加됨에 따라 S의 長이 變化되도록 되어 있다. 張力測定器 옆에는 獨立의으로 0.2 ml 까지의 눈금이 있는 burett 를 세우고 이 속의 水銀은 stop-cock 를 거쳐서 V에 注入되게 함으로써 S에 一定量의 重

量을 徐徐히 負荷할 수 있게 하였으며 이때 負荷된 「힘」은 測定裝置의 重量과는 完全히 獨立의으로 測定 할 수 있는 것이다. 固定裝置에 固定된 S의 長이의 變化를 測定하기 爲해서는 張力測定器 앞에 顯微鏡을 水 平으로 두어 S를 볼때 S部分이 한 視野에 들어오게 하였고 接眼 lens 에는 미리 矯定된 micrometer 를 附 着함으로써 힘의 負荷를 주지 않은 狀態에서의 S의 幅 과 長이를 測定하고 漸次 0.2 ml 씩의 水銀을 V에 加 注射하면서 伸張되는 S의 長이를 橫切片과 縱切片에서는 切斷될 때까지 그리고 全血管片에서는 可能한 限 長이 가 最大로 伸張될 때까지 測定하였다. S의 두께는 標 本作成後 남은 部位에서 0.01 mm 까지 읽을 수 있는 micrometer-caliper 로 測定하였다.

本實驗의 全過程을 通하여 室溫은 20~23°C, 相對溫 度는 65~70의 狀態에서 實驗을 하였고 特히, 張力測定 器에 把持된 S의 乾燥를 防止하기 爲하여, S를 生理 的食鹽水로서 恒常 濕潤되게 하였다.

3. 血管片의 長이—張力關係와 Young 率

第2圖는 張力測定器에 各各의 血管片을 固定하고

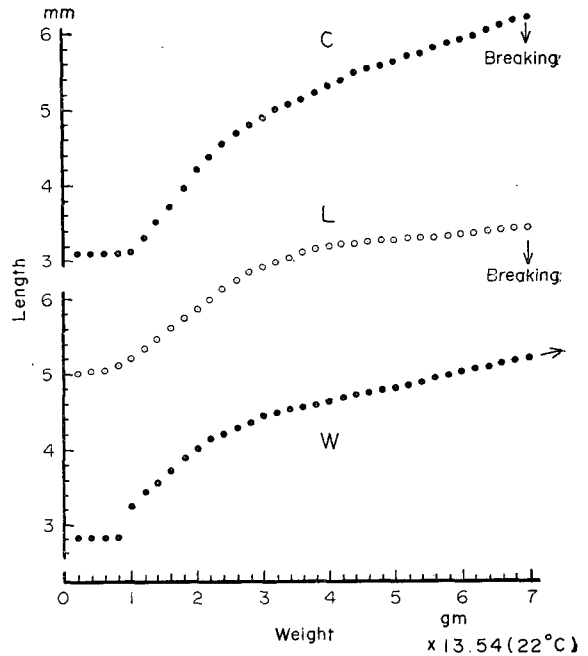


Fig. 2. Samples of actual measurement or length-tension curves of the external carotid artery of the rabbit.

- C: Circular section.
- L: Longitudinal section.
- W: Whole artery.

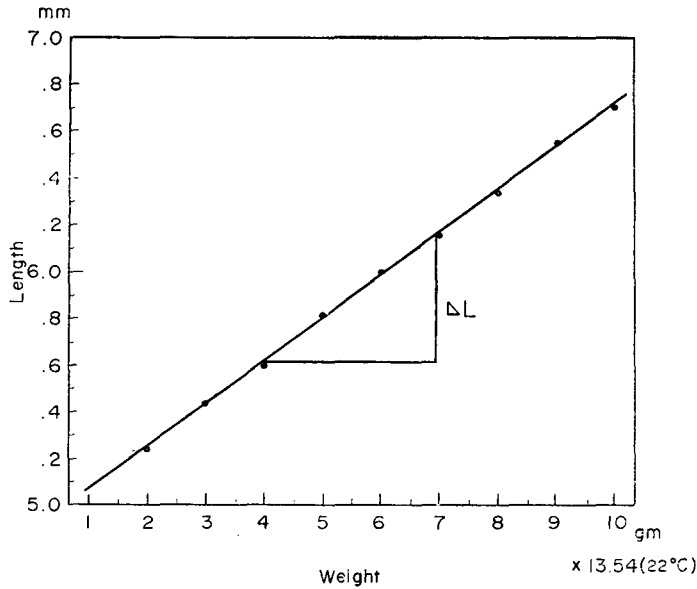


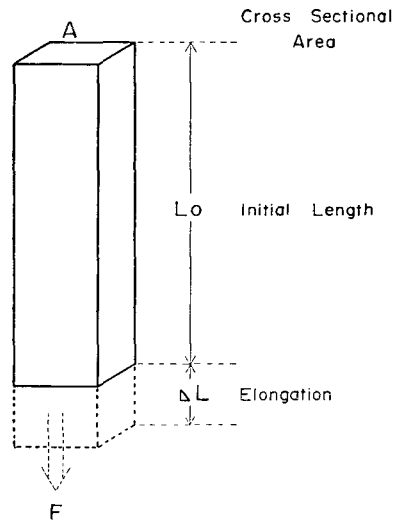
Fig. 3. A sample of length-tension curve of the external carotid artery (circular section) of the rabbit.

負荷重量을 加重시킴에 따른 S의 길이의 變化를 測定한 길이—張力曲線의 實測例인데 여기서 보는 바와 같이 全血管片(W), 橫切片(C) 및 縱切片(L)에서 모두 길이—張力曲線은 直線인 것이 아니고 S字狀의 模樣을 나타내고 있음을 알 수 있다. 그러나 各各의 實測 길이—張力曲線에서 負荷重量(stress)에 따른 길이(strain)의 變化가 視覺的으로도 直線關係에 있어 Hooke의 法測에 따르는 區間이 있고 그 後는 彈性의 限界를 넘어서 破壞되는 點까지 到達함을 볼 수 있다¹²⁾. 따라서 Hooke의 法則區間을 다시 擴大한 1例가 第3圖인데 이것은 各血管片의 길이—張力關係가 이 區間에 있어서는 Hooke 法則에 따른다는 것을 意味한다. 이 길이—張力曲線의 各點도 嚴密하게는 直線上에 存在하지 않으므로 다시 各點을 移動平均法¹³⁾에 따라 修正하고 各點을 通過할 수 있는 最適直線을 얻을 수 있다.

따라서 이렇게 해서 얻은 直線으로부터 一定量의 重量을 負荷했을 때의 各血管片의 延長길이를 求할 수 있다. 또 各血管片의 原長은 荷重負荷가 없는 狀態에서 測定할 수 있고, 斷面積 역시 實測할 수 있는 것이어서 標本의 原長(L₀), 荷重(F), 斷面積(A) 및 荷重에 依한 標本의 延長길이(ΔL)로서 彈性係數 Young 率(M)을 다음과 같이 求할 수 있다¹⁴⁾(第4圖 參照).

$$M = \text{Stress} / \text{Strain} = \frac{F/A}{\Delta L/L_0} = \frac{F \cdot L_0}{A \cdot \Delta L}$$

Young Modulus (M)



$$M = \frac{\text{Stress}}{\text{Strain}} = \frac{F/A}{\Delta L/L_0} = \frac{F \cdot L_0}{A \cdot \Delta L}$$

Fig. 4. Equation and diagram of Young Modulus.

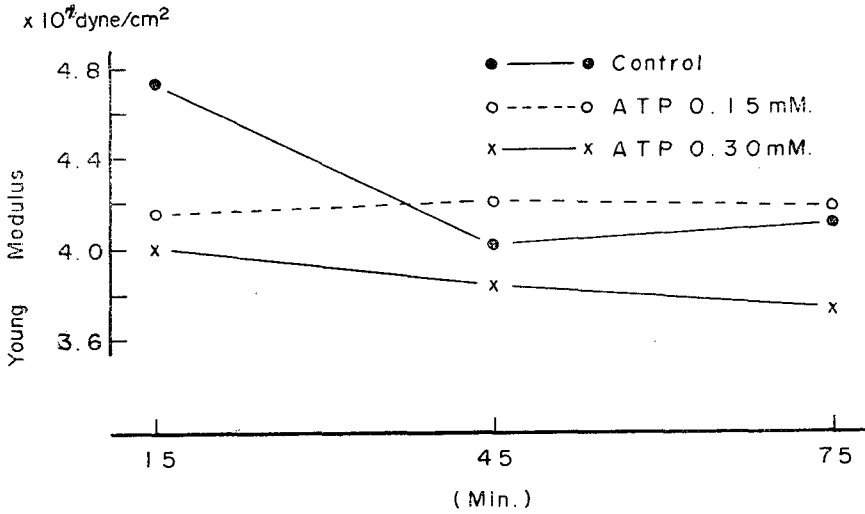


Fig. 5. Young modulus of whole artery strip of the external carotid artery of the rabbit in different experimental time and addition of ATP.

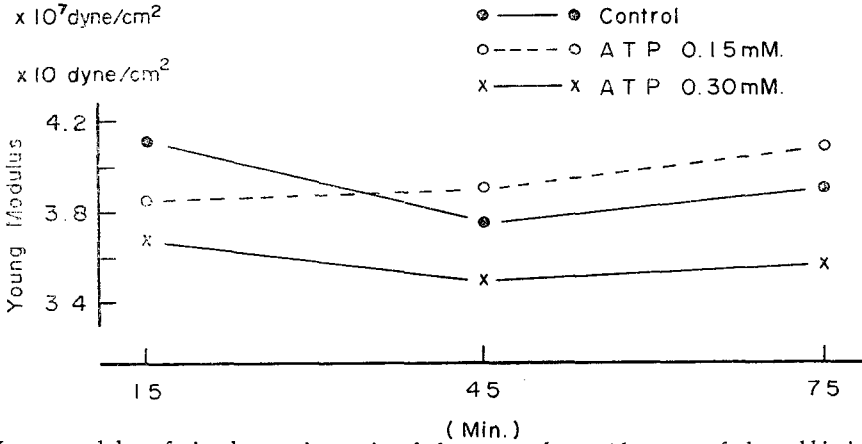


Fig. 6. Young modulus of circular section strip of the external carotid artery of the rabbit in different experimental time and addition of ATP.

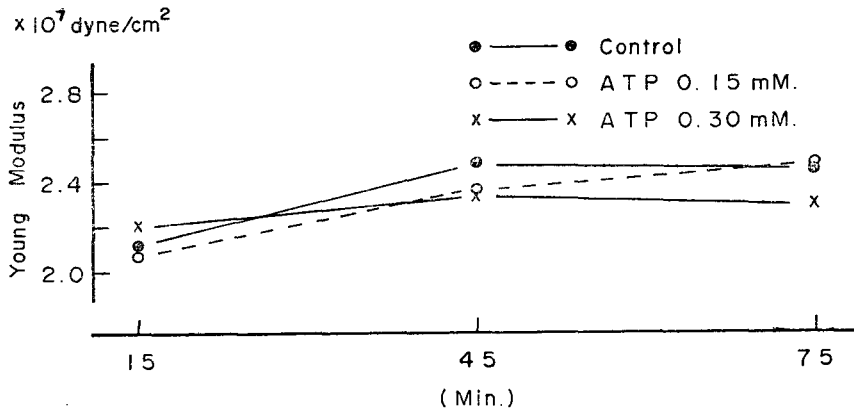


Fig. 7. Young modulus of longitudinal section strip of the external carotid artery of the rabbit in different experimental time and addition of ATP.

4. Young 率 測定의 時間과 ATP 의 影響

實驗動物에서 頸動脈을 露出하고 實驗에 必要한 標本을 切除·摘出하여 血管의 各切片을 作成한 後 張力測定器에 固定시킬때까지는 最少 15分의 時間이 所要 되었으므로 15분에 길이—張力曲線을 얻고, Young 率을 求한 것을 第1實驗으로 하고 後, 30分 間隔으로 即, 45分 및 75分때 各各 實驗을 하였다. 또한 最終濃度가 0.15 mM 및 0.30 mM 되는 ATP 溶液中에 血管切片을 後, 上記의 各 實驗時間에서 同一한 實驗을 함으로서 ATP가 血管切片에 미치는 影響도 아울러 觀察하였다.

以上の 各實驗에 使用한 血管切片은, 家兎에서 可及的 同一部位에서 그 標本을 얻기 爲해서 家兎 한마리에서 全血管片은 한個를 取하는 것을 原則으로 하였으나 橫切片 및 縱切片을 얻을 때는 同一 血管에서 때로

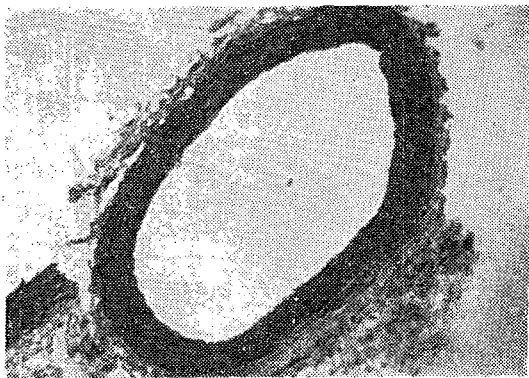


Fig. 8. The cross section of the external carotid artery of the rabbit, showing elastin layer. Weigert's stain. (×100)

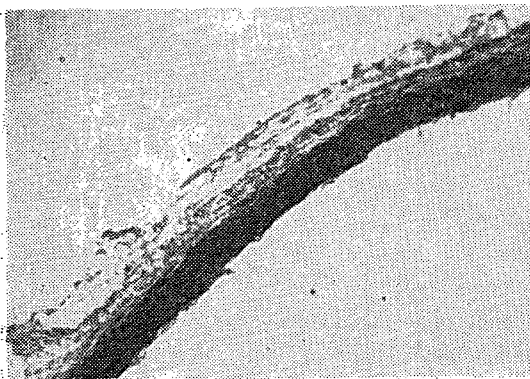


Fig. 9. The longitudinal section of the external carotid artery of the rabbit, showing elastin layer. Weigert's stain. (×100)

는 2~3個의 標本을 얻었고 中 한個는 組織標本作成에 使用하여 elastin(彈力纖維)의 存在 및 그 方向을 살펴 보았다(第8圖, 第9圖).

即, 第8圖는 Weigert 染色으로서 橫切片을 染色한 것이고 第9圖는 同一染色法으로서 縱切片을 染色한 것이다.

實驗 成績

本 實驗에서 材料로 使用한 家兎 外頸動脈에서 全血管片(W), 橫切片(C) 및 縱切片(L)을 標本으로 하여 各實驗 時間에서 各各 길이—張力曲線을 作成하고 荷重에 따른 伸張길이의 增分 ΔL을 求한 後 Young 率을 計算하고, 또한 最終濃度가 0.15 mM 및 0.30 mM 의 ATP 溶液中에 上記 各 標本을 後 各實驗時間에서의 Young 率을 算出하여 서로 比較한 것이 第1表(W), 第2表(C) 및 第3表(L)와 第5圖(W), 第6圖(C) 및 第7圖(L)이다. 여기서 보는 마와 같이 全血管片의 Young 率은 15分에서 $4.74 \times 10^7 \text{ dyne/cm}^2$ 이나 45分과 75分에서는 各各 4.02 및 $4.13 \times 10^7 \text{ dyne/cm}^2$ 로서 큰 差異가 없고, 15分值에 比해서는 낮은 값을 나타내고 있다.

한편 ATP 添加로서는 各 實驗時間을 통하여 큰 差異가 없고, ATP의 濃度가 높을 때는(0.30 mM) 낮은 때(0.15 mM)에 比해 Young 率이 적고 伸張度는 큰을 알 수 있다.

橫切片을 標本으로 하였을 때의 Young 率은 ATP의

Table 1. Young modulus of the external carotid artery (whole artery) of the rabbit in different experimental time and addition of ATP

(×10⁷dyne/cm²)

Experimental time (min)	ATP added		
	Control Mean (range)	0.15 mM※ Mean (range)	0.30mM※ Mean (range)
15	4.74 (2.31~6.53)	4.15 (1.99~6.72)	4.00 (1.55~6.98)
45	4.02 (2.02~6.21)	4.21 (2.30~6.99)	3.82 (2.01~7.12)
75	4.13 (2.33~6.85)	4.18 (1.73~7.03)	3.74 (3.00~5.98)

Number of experiment: <Control group; 10
ATP added group; 8 each
※ Final concentration in saline.

Table 2. Young modulus of the external carotid artery (circular section) of the rabbit in different experimental time and addition of ATP

($\times 10^7 \text{dyne/cm}^2$)

Experimental time (min)	Control	ATP added	
	Mean (range)	0.15mM* Mean (range)	0.30mM* Mean (range)
15	4.11 (2.00~7.02)	3.85 (1.72~7.22)	3.67 (0.96~7.32)
45	3.75 (2.31~7.40)	4.00 (2.01~6.89)	3.50 (1.01~6.95)
75	3.90 (2.05~6.35)	4.09 (2.18~5.72)	3.58 (2.02~5.79)

Legends are same as in Table 1.

Table 3. Young modulus of the external carotid artery (longitudinal section) of the rabbit in different experimental time and addition of ATP

($\times 10^7 \text{dyne/cm}^2$)

Experimental time (min)	Control	ATP added	
	Mean (range)	0.15mM* Mean (range)	0.30mM* Mean (range)
15	2.12 (0.87~5.50)	2.08 (1.02~4.56)	2.20 (0.87~4.23)
45	2.48 (0.98~5.67)	2.38 (1.35~4.05)	2.35 (2.02~5.11)
75	2.46 (1.90~4.68)	2.48 (1.60~4.66)	2.30 (1.01~4.15)

Legends are same as in Table 1.

添加 없이는 15분에서 $4.11 \times 10^7 \text{dyne/cm}^2$ 로서 全血管片의 같은 時間의 Young 率에 比하여서는 적은 값을 보이고 45분 및 75분에서는 각각 3.75 및 $3.90 \times 10^7 \text{dyne/cm}^2$ 으로서 若干 低下된 듯한 傾向을 보인다. 그러나 ATP의 添加로서는 0.15 mM 나 0.30 mM의 濃度에서 모두 實驗時間에 따른 큰 變化는 없고, 다만 ATP의 濃度가 높을수록 Young 率은 적게 나타남은 全血管片에서의 實驗結果와 비슷하다. 한편 縱切片을 標本으로 하였을 때는 ATP의 添加 없이는 15분에서 $2.12 \times 10^7 \text{dyne/cm}^2$ 의 Young 率을 나타내며 本 實驗에서 使用한 3種의 標本中에서 가장 적은 Young 率을 나타내고 있고, 45분 및 75분으로서 實驗時間이 길수록 Young 率이

높아지는 것이 上記 全血管片과 橫切片에서의 實驗結果와 다르다. 또한 ATP를 添加했을 때도 그 濃度와 無關하게 全般的으로 Young 率은 ATP를 添加하지 않은 群에서의 그것과 大差가 없는 成績과 傾向을 나타내고 있음을 알 수 있다.

考 察

血管은 剛性管(rigid tube)이 아니고 血管壁에는 彈性(elasticity) 또는 伸張性(distensibility)이 있으므로 剛性管內를 흐르는 液體의 흐름(flow)을 支配하는 法則은 그대로 血管內의 흐름에 適用될 수 없을뿐 아니라 血管壁이 나타내는 彈性 역시 剛性物質의 그것과는 다르다.¹⁵⁾

一般 彈性物質에 荷重(stress)을 加했을 때 荷重의 增加에 따라 그 物體가 變形(strain)을 할 것이고, 이 stress와 strain의 關係로서 그 物體의 彈성을 알 수 있으나^{14,16)} Burton¹⁴⁾에 依하면, 血管 역시 荷重을 加함으로써 破裂까지의 stress를 주지 않는 範圍內에서는 彈性的인 一般 物理性狀에 따른다고 한다. 다만 이때의 彈性度는 血管壁의 構造가 單一 物質로 되어있지 않고 複雜한 要素가 介在하는 만큼, 오히려 伸張度(distensibility 또는 extensibility)라고 부르는 것이 妥當하다고 한다.¹⁸⁾

本 實驗에서와 같이 家兔의 外頸動脈을 摘出하고 그 全血管, 橫切片 및 縱切片을 使用하여, 여기에 stress인 무게를 增加할 때 나타나는 strain, 即 길이의 增分으로서 그린 길이—張力曲線의 模樣은 第 2圖에서 그 代表的인 것을 例示한 것처럼 S字狀을 나타내었고, 그 全體曲線은 Hooke의 法則에 따르지 않음을 알 수 있고, 이것은 Remington¹⁾ 및 Hamilton¹¹⁾의 報告와 같다. 그러나, 彈性 限界內에서는 直線的인 關係를 나타냄으로서 Hooke의 法則에 따르며, 이것을 基準으로 하여 Young 率을 求함으로써 各血管標本에서의 伸張度를 推測할 수 있을 것이다. 그 結果를 보면, 全血管片에서 얻은 Young 率은 實驗 15분, 45분 및 75분에서 각각 4.74 , 4.02 및 $4.13 \times 10^7 \text{dyne/cm}^2$ 이고 橫切片的 Young 率은 각각 4.11 , 3.75 및 $3.90 \times 10^7 \text{dyne/cm}^2$ 으로서 橫切片的 Young 率이 全血管片의 그것보다 全般的으로 若干 낮은 傾向을 나타내나 서로 큰 差異는 없다. 그러나 縱切片的 Young 率은 各 實驗時間에서 각각 2.12 , 2.48 및 $2.46 \times 10^7 \text{dyne/cm}^2$ 으로서 全血管片이나 橫切片에서 얻은 Young 率보다 相當히 낮은 값을 나타내고, 이것은 伸張度는 높다는 것을 意味한다. 動脈의

血管壁에 豊富하게 存在하는 elastin 纖維는 고무의 6배나 되는 伸張性을 갖고 있고, collagen 纖維와 함께 血壓에 따라 血管이 過度하게 伸張되는 것을 防止할뿐 아니라, 反對로 壓縮되는 要因에도 低抗한다고 한다¹⁹⁾.

또한 elastin 纖維는 組織學的으로도 그 走行方向이 橫의일 뿐만 아니라, 縱의으로도 豊富하게 存在하고 그 사이에는 서로 連結이 되어 있다고 하며^{2,19)}, 第8圖 및 第9圖에서 보는 바와 같이 著者が 使用한 家兎 外頸動脈에서도 elastin 의 存在와 分布가 以上の 報告와 大體로 一致됨을 본다. 따라서 縱切片의 伸張도가 橫切片의 그것에 比하여 높을 수도 있다함은 理解될 수는 있으나, 이 점에 關한 報告가 적어서 比較 考察키 어렵고 앞으로 더욱 追窮해야될 點이라 生覺 된다.

Roach 및 Burton²⁰⁾은 사람의 外腸骨動脈을 使用해서 그 길이—張力曲線을 그리고 trypsin 으로서 elastin 纖維를 選擇의으로 破壞시켰을 때는 對照群에 比하여 그 伸張도가 낮고 反面에 formic acid 로서 collagen 纖維를 選擇의으로 破壞했을 때는 그 伸張도는 높아졌다고 하여 動脈의 伸張도는 주로 elastin 및 collagen 纖維가 決定한다고 하였으나 平滑筋(smooth muscle)層도 伸張도에 無關하지는 않을 것이다. Burton¹⁹⁾이 要約한 바에 의하면 動物의 數種 動脈에서 얻은 Young 率は $1.3 \times 10^5 \sim 8 \times 10^4 \text{ dyne/cm}^2$ 의 範圍內에 있고, elastin 纖維만은 $3 \times 10^6 \text{ dyne/cm}^2$, 또 collagen 纖維는 $1 \times 10^9 \text{ dyne/cm}^2$ 의 Young 率을 나타낸다고 하였으나 Bergel²¹⁾ 및 Krafka²²⁾에 따르면 elastin 만의 Young 率は $6 \times 10^6 \text{ dyne/cm}^2$, 그리고 collagen 纖維만의 Young 率は $100 \times 10^6 \text{ dyne/cm}^2$ 의 程度라고 하며 서로 크게 差異가 있고 더우기 平滑筋의 그것은 $6 \times 10^4 (?) \sim 1 \times 10^5 (?) \text{ dyne/cm}^2$ 으로서¹⁹⁾ 血管의 Young 率は 研究者에 따라 差異가 크고 아직 基準되는 값이 없다¹⁾.

따라서 著자가 家兎外頸動脈에서 얻은 Young 率을 다른 研究者의 結果와 바로 比較키는 어려우나 大體로 $2 \sim 5 \times 10^7 \text{ dyne/cm}^2$ 의 範圍內에 있는 것이라고 하겠다.

한편 本實驗에서 血管片을 生理的食鹽水中에 두고 全血管片 및 橫切片에서 그 Young 率을 測定하였을 때는 實驗初(15分)에서는 Young 率이 높고 그後 45分 및 75分에서는 Young 率이 낮아지는 傾向을 나타냄을 보았다. 이것은 實驗初期에서는 各 標本の 伸張도가 적고 그後 時間經過로서 伸張도가 커진다는 것을 뜻하는데, 그 理由는 Remington¹⁾이 指摘한 바와 같이 血管을 生體外로 分離, 摘出하면 곧 動脈은 收縮을 하고, 그 길이가 短縮될뿐 아니라 動脈壁에는 緊張(tension)이 招來되는데 그 原因이 있지 않은가고 思料되며, 本實

驗에서도 血管을 摘出해서 生理的食鹽水中에 두면 肉眼으로도 全體가 收縮됨을 觀察할 수 있었다. 이러한 現象은 生體가 죽음을 當한 後 約 2~4時間에 體上部에서부터 始作되는 死剛(Rigor mortis)²³⁾과는 勿論 同一한 것은 아니겠지만 血管의 收縮되는 樣相이 死剛으로서 나타나는 그것과 비슷함을 볼 수 있다. 그렇다면 이 收縮過程에서도 血管壁에 存在하는 ATP가 遊離됨에 따라 不足해질 것이고 그 結果 actomyosin 이 actin 과 myosin 으로 分解될 것²⁴⁾이라고 思料된다. 그뿐 아니라 ATP는 骨格筋이나 平滑筋에서 모두 收縮期에서는 安靜時에 比하여 100배나 더 많이 利用된다²⁵⁾고 한다. 따라서 本實驗에서와 같이 Young 率이 實驗初에 높은 것은 血管壁中, 特히 平滑筋의 收縮과 그 結果 招來되는 ATP의 遊離에 그 原因이 있는 것이 아닌가고 生覺되어 各 血管片을 0.15 mM 및 0.30 mM의 ATP 溶液중에 둔 後 15分, 45分 및 75분에 各各 그 Young 率을 求하였더니 全血管片과 橫切片을 使用한 例에서는 實驗 15分에서 높은 Young 率, ATP 添加로서는 낮은 값을 나타내는 傾向을 볼 수 있었다.

이처럼 ATP의 添加로서 Young 率이 對照群에 比하여 낮은 것은 添加한 ATP가 血管壁 속으로 浸透된 結果라고는 生覺키 어렵고 오히려 血管周邊에 相當히 높은 濃度の ATP가 存在함으로서 血管壁중에 存在한 ATP의 遊離가 遲延 또는 防止된 結果가 아닌가고 思料되나 本實驗만으로서 이點을 充分히 究明할 수는 勿論 어렵고 筋肉收縮 過程에 必須物質인 Ca^{++} ^{24, 25)}의 添加等 實驗條件을 달리할 必要가 있다고 生覺된다.

또한 Burton¹⁹⁾에 의하면 elastin 纖維의 收縮에는 ATP는 關與하지 않는다고 하니 ATP는 주로 血管壁의 平滑筋에 그 作用을 미친다고 生覺할 수 있고 血管壁의 平滑筋 역시 全血管의 伸張도에 寄與함이 크다^{26, 27)}는 報告로 미루어 볼 때 ATP를 添加하지 않은 對照群에서 實驗初期에 Young 率이 높게 나타나는 것은 그 原因이 ATP의 遊離에 있으리라는 推測을 더욱 強하게 하는 것이라고 思料된다.

그러나 縱切片을 使用해서 Young 率을 測定한 群에서는 以上과 같은 傾向을 찾아 볼 수 없고(第3表 및 第7圖 參照) ATP를 添加했을 때나 添加하지 않은 對照群에서 實驗初 15分の 成績이 낮고 45分과 75分에서는 若干 높은 傾向을 維持하고 있음을 본다. 이것은 理解키 어렵다 하겠으나 縱切片 標本에서는 elastin 및 collagen 纖維가 주로 많이 作用된 것이 아닌가고 推測되며 또한 各 值의 範圍가 相當히 큰 것을 參酌할 때, 時間經過 및 ATP 添加로서도 對照에 比하여 뜻있는 變

化는 아니라고 思料된다.

要 約

家兎의 外頸動脈의 伸張度를 알기 爲하여 左側 外頸動脈을 切斷하여 摘出하고 全血管과 橫切片 및 縱切片을 作成한 後 生理的食鹽水 中에 豚 群과 同一한 方法으로서 얻은 各 血管標本을 0.15 mM 및 0.30 mM의 ATP 溶液中에 豚 群에서 各各 15分, 45分 및 75分에서 길이—張力曲線中 彈性的 限界 內에서 Hooke의 法則에 따르는 部位에서 Young 率을 求하여 서로 比較하였던 바 다음의 結果를 얻었다.

1) 家兎 外頸動脈의 全血管을 生理的食鹽水에 豚 群에서는 그 Young 率이 實驗時間 15分에서는 4.74×10^7 dyne/cm²이었으나 45分 및 75分에서는 各各 4.62 및 4.13×10^7 dyne/cm²이었다. 한편 ATP 添加로서는 實驗 初부터 끝까지 Young 率은 크게 變動되지 않았으며 특히 ATP 0.30 mM의 濃度에서는 0.15 mM의 濃度에 比하여 낮은 Young 率을 나타내었다.

2) 外頸動脈의 橫切片의 Young 率은 生理的食鹽水 中에서는 15分, 45分 및 75分에서 各各 4.11, 3.75 및 3.90×10^7 dyne/cm²으로서 15分이 가장 높고 그 後는 큰 變化가 없는 傾向이었으나, ATP 添加로서는 實驗 時間에 따른 變化는 볼 수 없었다.

ATP 添加로서는 0.30mM의 濃度에서 0.15 mM의 濃度에 比하여 Young 率이 낮았다.

3) 外頸動脈의 縱切片의 Young 率은 生理的食鹽水에 豚 群에서는 15分, 45分 및 75分에서 各各 2.12, 2.48 및 2.46×10^7 dyne/cm²으로서 實驗初期에 比하여 後期에서 Young 率이 若干 높은 傾向을 나타내었고, 이러한 傾向은 ATP의 添加로써도 비슷하였다.

參 考 文 獻

1) Remington, J.W.: *The physiology of the aorta and major arteries. in: Handbook of physiology, Section 2, Circulation. Vol. II. Amer. Physiol. Society, Washington, D.C., 1963.*
 2) Bloom, W. and Fawcett, D.W.: *A Textbook of Histology, 9th Ed., W.B. Saunders Co., Philadelphia, 1968.*
 3) Alexander, R.S.: *Transformation of the arterial pulse between the aortic arch and the femoral artery. Am. J. Physiol. 158:287, 1949.*

4) Brewer, G., Hamilton, W.F. and Brotman, I.: *Pressure pulse contours in the pulse propagated through the aorta. Am. J. Physiol. 107:436, 1934.*
 5) Remington, J.W.: *Contour changes of the aortic pulse during propagation. Am. J. Physiol. 199:331, 1960.*
 6) Schnabel, T.G., Fitzpatrick, H.F., Peterson, L.H., Rashkind, W.J., Talley, D. and Rapharal, R.: *A technique of vascular catheterization with small plastic catheters. Circulation 5:257, 1952.*
 7) Cope, F.W.: *Elastic characteristics of isolated segments of human aortas under dynamic conditions. J. Appl. Physiol. 14:55, 1959.*
 8) Hallock, P. and Benson, I.C.: *Studies on the elastic properties of isolated human aorta. J. Clin Invest., 16:595, 1937.*
 9) King, A.L.: *Elasticity of the aortic wall. Science. 105:127, 1947.*
 10) Lawton, R.W.: *The thermoelastic behavior of isolated aortic strips of the dog. Circulation Res. 2:344, 1954.*
 11) Hamilton, W.F., Remington, J.W. and Dows, P.: *The determination of the propagation velocity of the arterial pulse wave. Am. J. Physiol. 144:521, 1945.*
 12) Richards, J.A., Sears, F.W., Wehr, W.R. and Zamansky, M.W.: *Modern University Physics. 韓國 번역版, 現代大學物理學 探求堂, 서울, 1963.*
 13) 官脇一男: *生體情報處理, コロナ社, 東京, 1969.*
 14) Beiser, A.: *The main stream of Physics. Addison Wesley Pub. Co. Inc., Reading, Massachusetts, 1962.*
 15) Mountcastle, V.B.: *Medical Physiology, Vol. 1, 12th Ed., C.V. Mosby Co., St.-Louis, 1968.*
 16) Carton, R.W., Dainauskas, J. and Clark, J.W.: *Elastic properties of single elastic fiber. J. Appl. Physiol., 17:547, 1962.*
 17) Burton, A.C.: *Relation of structure to function of the tissues of the wall of blood vessels. Physiol. Rev. 34:619, 1944.*
 18) Landowne, M. and Stacy, R.W.: *Glossary of Terms. In: Remington, J.W. (Ed) Tissue elasticity. Amer. Physiol. Society, Washington, D.*

- C., 1957.
- 19) Burton, A.C.: *Physiology and Biophysics of the Circulation. Year Book Medical Publication Inc. Chicago, 1965.*
- 20) Roach, M.R. and Burton, A.C.: *The reason for the shape of the distensibility curves of arteries. Canad. J. Biochem. & Physiol., 35:681, 1957.*
- 21) Bergel, D.H.: *The static elastic properties of the arterial wall. J. Physiol., 156:445, 1961.*
- 22) Krafka, J., Jr.: *Comparative study of the histophysics of the aortas. Am. J. Physiol., 125:1, 1939.*
- 23) 禹相惠：法醫學 最新醫學社, 서울, 1973.
- 24) West, E.S. and Todd, W.R.: *Textbook of Biochemistry, Macmillan Co., New York, 1957.*
- 25) Guyton, A.C.: *Textbook of Medical Physiology, W.B. Saunders Co., Philadelphia, 1971.*
- 26) Hinke, J.A.M. and Wilson, M.L.: *A study of elastic properties of a 550-micron artery in vitro. Am. J. Physiol., 203:1153, 1962.*
- 27) Peterson, L.H., Jensen, R.E. and Parnell, J.: *Mechanical properties of arteries in vivo. Circulation Res., 8:622, 1960.*