

行政院國家科學委員會專題研究計畫成果報告

密質骨多孔材料特性與骨質密度關係之評估

Evaluation of the Relation of the Porous Parameters In the Cortical Bone with Respect to Its Density

計畫編號： NSC90-2213-E-040-001

執行期限： 90年8月1日 至 91年7月31日

主持人： 陳建宏 中山醫學大學物理治療學系
共同主持人： 鄔詩賢 國立中興大學機械工程研究所
共同主持人： 張賴昇平 中山醫學大學醫學系
共同主持人： 黃何雄 中山醫學大學牙科材料研究所

一、中文摘要

本計畫以牛骨骨幹為密質骨材料來源，探討臨床骨密度量測值與實際骨密度之關係，以及骨密度與生物力學參數之關連性。結果顯示，一併參酌受測骨骼尺寸來判斷雙光子能量掃描(Dexa)所獲得的骨密度值，應較能準確獲得骨密度指標；而骨密度越高，所對應的骨孔隙率越低、韌度越高、楊氏係數也越高。實驗並獲致上述諸參數之平均值，可進一步提供生物力學分析時之採用參數。

關鍵詞:骨密度、孔隙率、韌度、楊氏係數

Abstract

The diaphysial cortical parts of bovine femurs were machined as the testing specimens in this study. The relation of the clinical bone mineral density (BMD) and the bone apparent density was evaluated. The biomechanical parameters, such as porosity, toughness, Young's modulus, were also examined. Results reveal that referred to the bone size, the clinical BMD measured by the DEXA may provide a better bone density index. Furthermore, the higher the bone density is, the higher the toughness and Young's modulus are, while the porosity is contrary. The averages of the above parameters are obtained and may be further provided to the biomechanical analysis.

Keywords: Bone Density, Porosity, Young's Modulus, Toughness.

二、緣由與目的

臨床上常以骨質密度掃描儀[1]作為骨質之診斷評估工具。本研究想瞭解的是，究竟骨質疏鬆對骨骼本身之生物力學參數有何影響？臨床測量骨密度是否與實際骨密度相關[2]。

三、結果與討論

(一)材料與方法

密質骨材料試片之備製與參數測量流程如圖一所示。本研究假設同一股骨骨幹(diaphysial)附近為均質性，故橫斷切塊 A 與試片 P 之骨密度視為相同。共取得十二組橫斷切塊與試片。諸參數之定義如下：

1. 臨床骨密度值(Clinical BMD, CBMD)

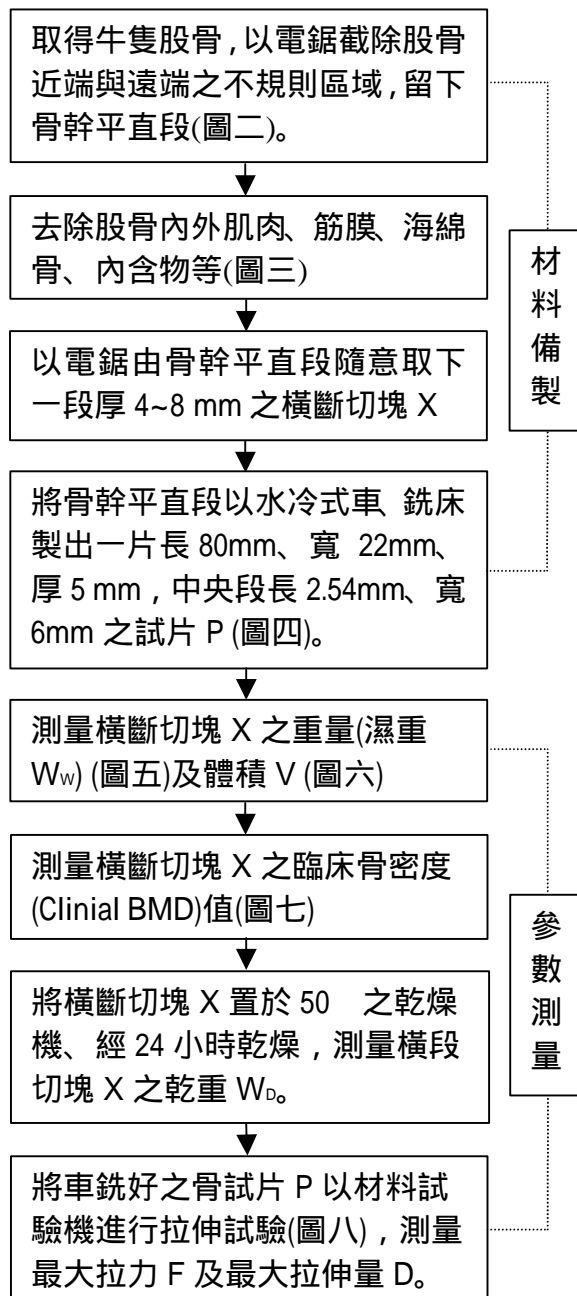
係由雙能量 X 光骨質密度掃描儀(DEXA, LUNAR Expert)測得，單位為 g/cm^2 。本儀器尚能測得橫截面面積 $A(cm^2)$ 。

2. 實際骨密度(Bone Apparent Density)

係由橫斷切塊 X 之濕重 W_w 除以其體積 V ，單位為 g/cm^3 。其中體積之測量係於一 1000ml 之量筒內盛水至刻度 1000，將橫斷切塊 X 置入量筒內，使量筒水位上升，再以一 10ml 滴管將量筒內之水吸至原高，滴管所吸取之水量即為體積 V 。而骨塊重量係以準確至 0.001g 之電子天平測量。

3. 平均厚度(Average Thickness)

將每個橫斷切塊 X 之體積 V 除以其由骨密度掃描儀所測得之橫截面面積 A ，單位



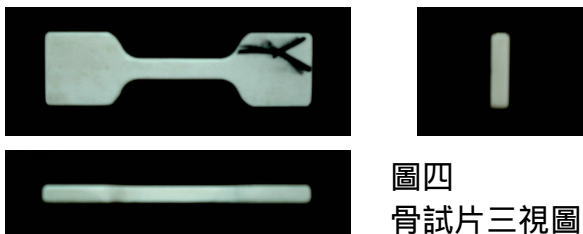
圖一 骨試片材料備製與參數測量流程圖



圖二 牛骨骨幹



圖三 處理後骨骼



圖四 骨試片三視圖

為 cm。

4. 孔隙率(Porosity)

依多孔彈性體兩相(two phase)結構之孔隙率定義為含水量佔整體體積之百分比。含水量為橫斷切塊 X 之濕重 W_w 減去乾重 W_D ，並令水密度為 1 g/cm^3 ，故孔隙率為

$$\frac{V_{\text{water}}}{V} \times 100\% = \frac{W_w - W_D}{V} \times 100\%。$$

5. 楊式係數(Young's Modulus)

拉伸試驗中，拉伸力對骨伸長量關係顯示(圖十)，本研究之骨骼並未有明顯之塑性變形現象，終極應力 σ 接近於彈性限度應力，等於最大負荷除以試片原始截面積，破壞點應變 ϵ 為最大伸長量除以原長。楊式係數 $E = \sigma/\epsilon$ ，單位為 GPa。

6. 韌度(Toughness)

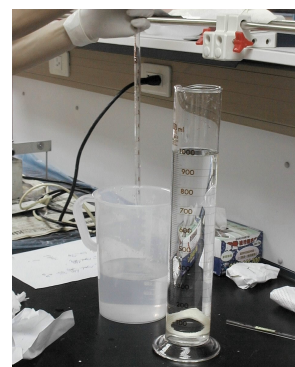
將拉伸力轉換為應力，骨試片伸長量轉換為應變，計算骨骼材料應力應變曲線下之面積，即韌度 $T = (\sigma \cdot \epsilon)/2$ ，單位為 GPa。

7. 正規化骨密度值(Normalized BMD)

由於每橫斷切塊 X 之平均厚度不同，所對應之臨床 BMD 值可能無法比較，本研究以十二個橫斷切塊平均厚度 (Average Thickness) 之平均值為參考厚度 (Reference Thickness)，計算每塊骨骼之正規化骨密度



圖五 重量之測量



圖六 體積之測量



Region	BMD (g/cm ²)	BMC (g)	Area (cm ²)
Total	0.653	12.7	19.4

圖七 骨密度掃描儀及橫斷切塊測量結果

表一 各骨試片參數值

Samples	Weight (g)	Volume (cm ³)	Area (cm ²)	Clinical BMD (g/cm ²)	Average Thickness (cm)	Normalized BMD (g/cm ²)	Bone Apparent Density (g/cm ³)
A	33.90	19.96	26.0	0.657	0.77	0.495	1.698
B	20.89	10.00	19.1	0.596	0.52	0.658	2.089
C	13.39	7.02	18.1	0.492	0.39	0.733	1.907
D	32.25	17.09	19.4	0.653	0.88	0.429	1.887
E	14.87	8.12	18.0	0.498	0.45	0.638	1.831
F	15.13	7.29	10.3	0.887	0.71	0.724	2.075
G	16.99	8.58	16.6	0.632	0.52	0.707	1.980
H	10.37	3.65	14.8	0.452	0.25	1.059	2.841
I	16.86	9.73	18.5	0.503	0.53	0.553	1.733
J	26.99	13.80	22.0	0.753	0.63	0.694	1.956
K	21.69	8.35	19.6	0.728	0.43	0.988	2.598
L	21.96	9.60	13.8	0.855	0.70	0.710	2.288

Ref. Thickness (cm) : 0.563

為 $NBMD = CBMD \cdot \frac{Ref. Thickness}{Average Thickness}$

，如表一所示。

(二)結果與討論

研究結果整理如下：

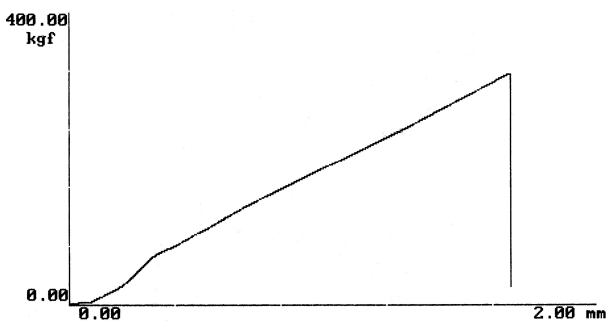
1. 不同厚度之骨塊臨床骨密度值與實際骨密度無明顯相關性 ($r^2 = 0.0036$) (圖十)。而實際骨密度之平均值為 $2.07 \pm 0.34 \text{ g/cm}^3$ 。
2. 若將臨床骨密度正規化，亦即，取相同厚度之骨塊進行骨密度測量，則與其實際骨密度值具有高度相關性 ($r^2 = 0.81$, 圖十一)。亦即，正規化值可以代表實際值。此現象顯示，當臨床上測量受測者之骨密度時，需同時參考其骨骼之形體大小，骨骼

徑向尺寸越接近於骨密度掃描系統之平均內定值時，則其測量值越能反應實際骨密度。且此因素亦為臨床測量的一個誤差來源。

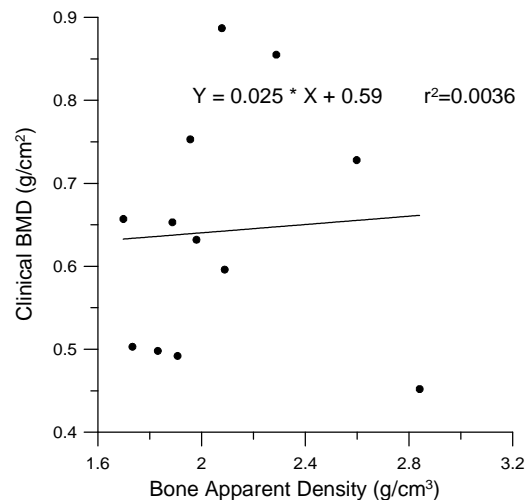
3. 若以骨密度之正規化值為參考參數，圖十二顯示，骨密度越高孔隙率越小。且十二組股骨之平均孔隙率為 $10.35 \pm 1.59 \%$ 。
4. 骨密度越高，要破壞骨骼所需之能量 (即 Toughness) 越大 (圖十三)。平均韌度值為 $7.02 \pm 1.19 \text{ GPa}$ 。
5. 骨密度越大，該骨骼之楊氏係數越大 (圖十四)，平均楊氏係數為 $1.41 \pm 0.24 \text{ GPa}$ 。
6. 骨孔隙率越高，使骨骼斷折所需之能量越少 (圖十五)。與圖十三相較，顯示孔隙率較骨密度更能反應骨韌度。
7. 骨孔隙率越高，楊氏係數越低 (圖十六)。與圖十四相較，顯示楊式係數與骨密度相關性較高。



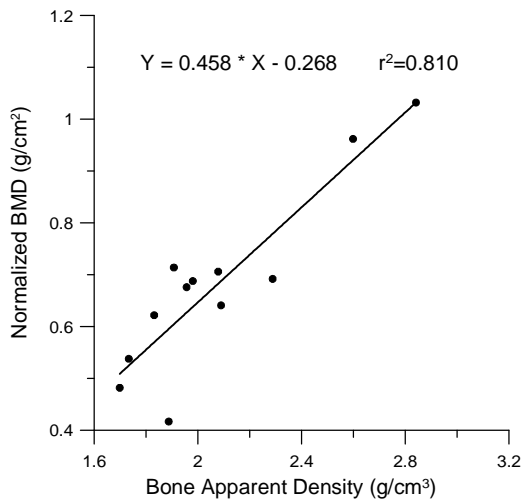
圖八 材料測試機及骨試片夾合固定情形



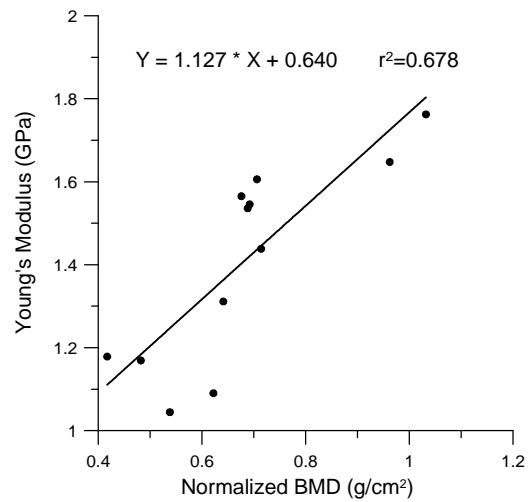
圖九 拉伸試驗之負載與骨試片伸長度



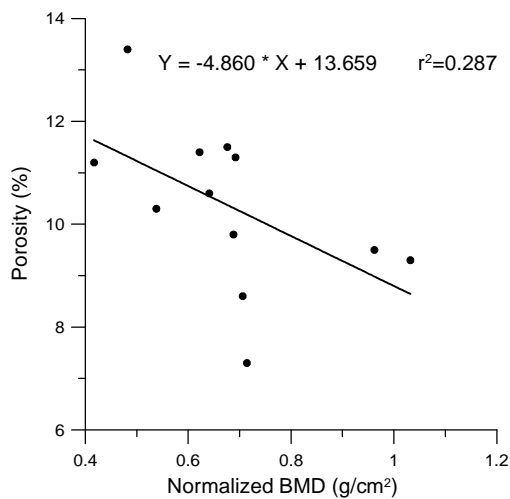
圖十 臨床骨密度與實際值之回歸分析



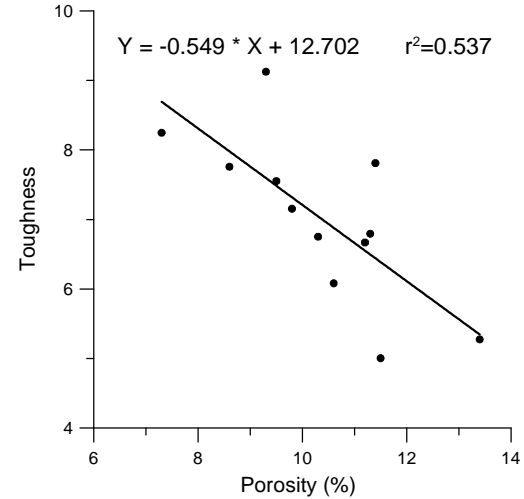
圖十一 正規化骨密度值與實際骨密度關係



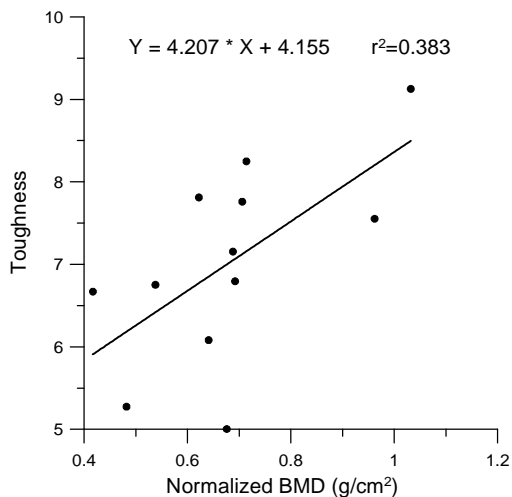
圖十四 骨密度與楊氏係數關係



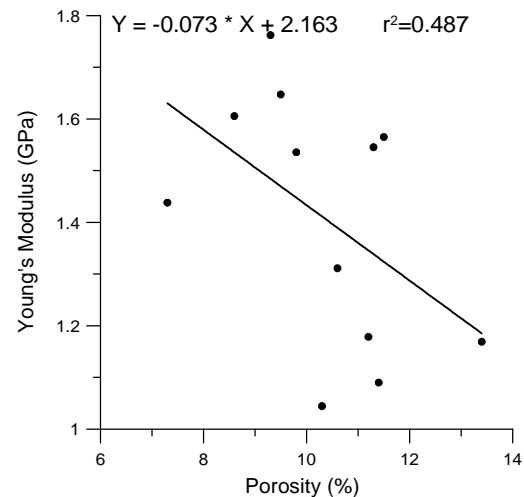
圖十二 骨密度值與孔隙率關係



圖十五 孔隙率與骨骼韌度關係



圖十三 骨密度與骨骼韌度關係



圖十六 孔隙率與楊氏係數關係

四、計畫成果自評 本研究成果與原規畫相符，且足以發表於相關期刊。

五、參考文獻

[1] Hanson, J., et. al., "New Development in Imaging Densitometry: Expert-XL," XIIth

International Conference on Calcium Regulating Hormones, Australia, 1995.

[2] Currey, J.D., et. al., "The Effect of Porosity and Mineral Content on the Young's Modulus of Elasticity of Compact Bone," J. Biomechanics, 21(2):131-9, 1988.