



透視 牙科材料學

Dental Materials
at a Glance

原著 J. A. von Fraunhofer

譯者
張培焜

財團法人高雄長庚紀念醫院牙科系保存科主任
財團法人高雄長庚紀念醫院牙科系義齒補綴科主治醫師
中華民國鑲復牙科學會專科醫師
中華民國牙體復形學會專科醫師
中華民國家庭牙醫學會專科醫師

陳宜君

財團法人高雄長庚紀念醫院牙科系副系主任
財團法人高雄長庚紀念醫院牙科系口腔外科主任
中華民國口腔顎面外科學會專科醫師

WILEY-BLACKWELL



合記圖書出版社 發行

國家圖書館出版品預行編目資料

透視牙科材料學 / J. A. von Fraunhofer 原著 ; 張
培焜, 陳宜君譯. — 初版. — 臺北市 : 合記,
2012. 08
面 : 公分
譯自 : Dental materials at a glance
ISBN 978-986-126-857-6 (平裝)

1. 牙科材料

416.98 101013284

透視牙科材料學

譯者 張培焜 陳宜君

助理編輯 程郁庭

創辦人 吳富章

發行人 吳貴宗

發行所 合記圖書出版社

登記證 局版臺業字第0698號

社址 台北市內湖區(114)安康路322-2號

電話 (02)27940168

傳真 (02)27924702

網址 www.hochitw.com

100磅畫刊紙 72頁

西元 2012 年 8 月 10 日 初版一刷

敬告：本書內容之資料及數據僅供參考，如有任何疑問
讀者需自行請教醫師確認無誤後再使用。本社雖已盡力
確保該內容的準確性，但礙於圖情上的差異或內容上有
所疑義，請儘速聯絡本社修正以確保內容之正確性，
本社對書中內容不做任何形式的保證。

版權所有・翻印必究

總經銷 合記書局

郵政劃撥帳號 19197512

戶名 合記書局有限公司

北醫店 電話 (02)27239404

臺北市信義區(110)吳興街249號

臺大店 電話 (02)23651544 (02)23671444

臺北市中正區(100)羅斯福路四段12巷7號

榮總店 電話 (02)28265375

臺北市北投區(112)石牌路二段120號

臺中店 電話 (04)22030795 (04)22032317

臺中市北區(404)育德路24號

高雄店 電話 (07)3226177

高雄市三民區(807)北平一街 1 號

花蓮店 電話 (03)8463459

花蓮市(970)中山路632號

成大店 電話 (06)2095735

台南市北區(704)勝利路272號

Dental Materials at a Glance

J. A. von Fraunhofer BSc MSc PhD

ISBN 978-0-8138-1614-2

Copyright © 2010 J. Anthony von Fraunhofer

All rights reserved. No part of this publication may be reproduced, stored in a retrieval system, or transmitted, in any form or by any means, electronic, mechanical, photocopying, recording or otherwise, without the prior permission of the publisher.

Copyright © 2012 by Ho-Chi Book Publishing Co.

All Rights Reserved. This translation published under license.

Ho-Chi Book Publishing Co.

Head Office	322-2, Ankang Road, NeiHu Dist., Taipei 114, Taiwan TEL: (02)2794-0168 FAX: (02)2792-4702
1st Branch	249, Wu-Shing Street, Taipei 110, Taiwan TEL: (02)2723-9404 FAX: (02)2723-0997
2nd Branch	7, Lane 12, Roosevelt Road, Sec. 4, Taipei 100, Taiwan TEL: (02)2365-1544 FAX: (02)2367-1266
3rd Branch	120, Shih-Pai Road, Sec. 2, Taipei 112, Taiwan TEL: (02)2826-5375 FAX: (02)2823-9604
4th Branch	24, Yu-Der Road, Taichung 404, Taiwan TEL: (04)2203-0795 FAX: (04)2202-5093
5th Branch	1, Pei-Peng 1st Street, Kaoshiung 807, Taiwan TEL: (07)322-6177 FAX: (07)323-5118
6th Branch	632, ChungShan Road, Hualien 970, Taiwan TEL: (03)846-3459 FAX: (03)846-3424
7th Branch	272 Shengli Road, Tainan 704, Taiwan TEL: (06)209-5735 FAX: (06)209-7638

本書經原出版者授權翻譯、出版、發行；版權所有。
非經本公司書面同意，請勿以任何形式作翻印、攝影、
拷錄或轉載。



獻詞 (Dedication)

這本書獻給象徵牙科未來的牙科學生，
以及牙科院校的全體教職員工，
由於他們的專業和奉獻，可讓一切成真。

“每顆存於人體的牙齒比鑽石更彌足珍貴”

Miguel de Cervantes, Don Quixote (1605)

如果你正在閱讀這本書，大概就能猜想得到你從事的行業。因為牙科材料學（又名牙科生物材料科學）是一些相關領域（像是牙科、牙科公衛或是牙科次專科等）所必要的知識。作為本書的讀者，若你想要以最快的方式得到簡潔且即時的資訊，來通過州與國家考試，以及類似的考試課程，本書即是為此而設計。

本書會盡量涵蓋牙科材料科學中，每一個重要而有意義的部分。然而，讀者必須瞭解，這並不能囊括和取代原本領域中更寬廣的正規教科書，反而應該依據下列建議的標準讀物去瞭解更多的細節，尤其是對於某個項目需要更深入的探討與瞭解。

最後，這本書並非要取代教科書和正式的課程，而是扮演著能帶領你進入更深入、更寬廣的牙科材料科學領域中的導遊。另外，本書所有的標準和規範均是參照ADA/ANSI與ISO相關規範，細節則不在此贅述。

就我個人而言，我要對我的妻子 Susan，表達感謝，她在我獨自閉關寫這本書的同時，展現她的耐心、支持和

寬容。我還要感謝 Les Gartner 博士、Greg Kurtzman 博士、Tom Glass 博士、Stan Conrad 博士、Nicole Brummer 博士和 Cornelius (Pam) Pameijer 博士針對各個章節的閱讀和評論，尤其是 John J. Kim 醫師抽出他寶貴的時間來閱讀和校正一切錯誤。我的朋友和同事們所提出之忠告、意見和建議，對我而言都是非常寶貴的。

J. A. von Fraunhofer

Baltimore, MD

2009年6月

建議標準讀物 (Recommended standard texts)

Applied Dental Materials, 9th edn. J. F. McCabe and A. W. G. Wells, Blackwell, Oxford (2008).

Craig's Restorative Dental Materials, 12th edn. J. M. Powers and R. L. Sakaguchi (editors), Mosby-Elsevier, St. Louis (2006).

Phillips' Science of Dental Materials, 11th edn. K. J. Anusavice (editor), Saunders-Elsevier Science, St. Louis (2003).



譯者序 (Preface)

牙科治療的進行大部分都必須仰賴相關材料的輔助，沒有材料的牙醫師就宛如陷入「巧婦難為無米之炊」的窘境。所以，熟稔材料的牙醫師在進行治療時往往事半功倍；而不熟悉材料的牙醫師，則通常不是被圖利廠商牽著鼻子走，就是綁手綁腳的，造成治療過程不順遂，治療效果也常不如預期。

《透視牙科材料學 (*Dental materials at a glance*)》這本書是作者將幾本經典的牙科材料學教科書彙縮而成；將常用的牙科材料予以編排和節略，在牙科材料界最新的進展也有一定程度的收錄，對於初窺牙科的學生而言，能起出帶領的作用；對於執業醫師而言，則有溫故知新的效果。

綜觀目前牙科的中文譯本，專門術語並無固定譯名且大多隨譯者喜好而定。這次承合記圖書出版社編輯部要求，譯名將以中華牙醫學會頒布的為主，其餘名稱（如化學成分）則以教育部頒訂之譯名為主；若無，則以學術文章發表較多的譯名定之。剛開始可能會覺得十分拗口，尤其是慣用原文術語的醫師們，所以我們在譯名後多半會附上原文，一方面對照用，另一方面較能掌握原義。

在翻譯的過程中，我們竭盡所能，希望能將原文字義完整地以中文呈現給讀者，但雖然經過一再校對，相信仍有謬誤以及需要改進之處，盼望前學後進能不吝指教，讓本書能更臻完善。

張培焜

陳宜君

2012 於高雄長庚

目錄 (Contents)

第1章 材料性質－張力性質 2

機械性質

- 咬合力
- 比例限度
- 波義森氏比例
- 應力－應變曲線
- 韌性
- 應力
- 應變
- 彈性係數
- 回彈力

第2章 韌性、彈性／塑性與硬度 4

斷裂強度

彈性與塑性特質

決定機械性質

- 張力性質
- 撕裂強度
- 壓痕硬度
- 抗壓強度
- 橫向強度
- 磨耗與抗磨損

第3章 材料的物理性質 6

熱性質

- 溫（熱）傳導性
- 熱擴張性
- 比熱
- 熱膨脹線性係數

電學性質

- 導電性
- 介電常數

色彩與外觀

第4章 石膏材料 8

石膏材料

- 石膏、硬石膏與超硬石膏
- 水／粉 (W/P) 比例
- 凝固反應

凝固因子

- 膨脹
- 水溫
- 膠體
- 調拌
- 濕度

物理性質

- 混合
- 抗壓強度
- 表面硬度
- 凝固時間
- 抗張強度
- 凝固膨脹

性質比較

第5章 牙科用蠟 10

介紹

- 礦物蠟
- 動物蠟
- 樹膠、脂質與樹脂
- 植物蠟
- 合成蠟

蠟性質

- 熔融與熱膨脹性
- 流動性
- 基底板蠟
- 嵌體蠟
- 印模（用）蠟
- 機械性質
- 模型蠟
- 鑄造蠟
- 黏性蠟

第6章 非彈性印模材料 12

影響取模因素

- 取模精細度
- 屈伏值、黏度與觸變性
- 牛頓液體與非牛頓液體

非彈性印模材料

- 印模用石膏
- 氧化鋅丁香油酚
- 外科用糊劑
- 印模用化合物材料
- 無丁香油酚糊劑

第7章 彈性印模材料 14

藻膠（不可逆性）印模材料

- 固化反應
- 精確度
- 藻膠相關問題
- 水／粉比與調拌
- 強度

瓊膠－瓊膠（可逆性）印模材料

多硫化橡膠印模材料

縮合式矽膠印模材料

加成式矽膠（聚矽氧烷）印模材料

聚乙醚印模材料

調拌

彈性印模材料性質

- 固化性質
- 機械性質

牙托黏著劑

第8章 義齒基底材料 16

聚合反應

- 反應起始
- 反應終了
- 反應過程

聚合物性質

義齒基底聚合物

- 高撞擊樹脂
- 快凝樹脂
- 澆注型樹脂
- 光凝樹脂

義齒基底相關問題

- 義齒基底樹脂
- 腭穹窿
- 操作時間

義齒牙齒

第9章 包埋與鑄造 18

鑄造與包埋

- 牙科鑄造
- 組成

石膏基包埋材料

- 組成
- 溫度效應
- 其它膨脹因素
- 性質
- 固化與吸水性膨脹

高溫包埋材料

- 磷酸鹽基包埋材料
- 矽基包埋材料

第10章 貴金屬合金

20

金與(高)貴金屬

- 純金
- 貴金屬
- (高)貴金屬

金合金

- 開與金的成色
- 牙科鑄造金合金
- 金-銅合金
- 低開金合金

金的熱處理

鑄造時考量

- 金屬收縮
- 鑄道
- 蠟型

鑄造相關問題

第11章 基底金屬合金

22

鑄造鋁合金

- 合金成份
- 顯微結構
- 包埋與鑄造
- 熱處理

物理/機械性質

鈦與鈦合金

- 純鈦
- 牙科植體
- 鈦合金

齒顎矯正用金屬線

第12章 牙科黏合劑

24

黏合劑種類

- 黏合劑稠度
- 機械性質
- 熱性質

暫時黏合劑

水基永久牙科黏合劑

- 磷酸鋅
- 聚丙烯酸(聚羧酸)鋅黏合劑
- 玻璃離子體黏合劑

第13章 樹脂改良型與樹脂黏合劑

26

氧化鋅黏合劑

混合離子黏合劑

- 固化反應
- 應用
- 性質

樹脂黏合劑

- 黏著型樹脂黏合劑
- 應用
- 性質

第14章 窩洞塗漆、底墊與基底

28

窩洞塗漆

- 組成
- 應用
- 塗漆膜特性

窩洞底墊

- 組成
- 特性

低強度基底

- 氫氧化鈣基底
- 氧化鋅丁香油酚基底

■ 可見光凝基底

■ 性質

高強度基底

- 高強度基底特性

第15章 牙科汞齊

30

牙科汞齊合金

- 固化反應
- 調拌與操作性質
- 物理性質
- 腐蝕

第16章 黏著牙科學

32

原則

黏著與黏聚

黏著牙科

- 牙釉質與牙本質組成
- 牙釉質黏著
- 牙釉質酸蝕
- 牙釉質黏連(著, 結)

第17章 牙本質黏連(著, 結)

34

牙本質黏連(著, 結)

- 調理
- 黏連(著, 結)
- 打底
- 聯合系統

黏連(著, 結)牙本質

第18章 複合復形樹脂

36

牙科複合材料

- 複合復形材料
- 固化系統
- 微粒子型複合樹脂
- 充壓(填壓)型複合樹脂
- 樹脂基質
- 填料顆粒
- 混合填料複合樹脂
- 強化

玻璃離子複合體

第19章 牙科陶瓷

38

製造

組成

- 長石
- 高嶺土
- 二氧化矽
- 金屬氧化物

牙科陶瓷

- 高溫熔融陶瓷
- 低溫熔融陶瓷
- 釉化
- 中溫熔融陶瓷
- 超低溫熔融陶瓷
- 染色

結構

第20章 陶瓷的操作與性質

40

操作

- 糊化
- 齒模
- 填壓
- 乾燥

烘烤(燒結)

- 釉化
- 烘烤收縮

物理性質

- 強度
- 硬度
- 多孔性

第 21 章 先進陶瓷系統 42

陶瓷強化

- 離子交換
- 氧化鋁加入與冠心
- 白榴石強化陶瓷
- 熱強化
- 鋁化瓷
- 金屬黏結陶瓷

熱壓式陶瓷

- 高白榴石型玻璃
- 粉漿澆鑄型陶瓷
- 鋰化瓷
- 鑄造玻璃陶瓷

機削式陶瓷

鑲面

第 22 章 陶瓷結合合金 44

金屬陶瓷修復體

陶瓷－高貴金屬系統

- 高金合金
- 第四型、第五型與第六型合金
- 低金合金

陶瓷－基底（賤）金屬系統

- 含鎳合金
- 鈦合金
- 含鈷合金

金屬陶瓷修復體薄蓋冠鑄造

- 合金成分
- 噴砂

第 23 章 牙髓病學（根管治療）修復材料 46

根管器械操作

根管沖洗

封閉黏合劑

根管封填

牙髓（根管）滲漏

第 24 章 齒顎矯正材料 48

□內裝置

□外裝置與顎骨科學

活動式齒顎矯正裝置

固定式齒顎矯正裝置

第 25 章 磨修、磨光與精修完成 50

移除材料

- 研磨
- 牙科鑽針

冷卻／潤滑效應

磨光與精修完成關係

第 26 章 牙科生物材料不良效應 52

生物材料的分類

毒性與致癌性

高敏感反應與過敏反應

- 第一型與第四型反應

金屬過敏

第 27 章 牙釉質、牙本質與牙骨質 54

牙科牙釉質

牙本質

牙骨質

牙釉質氟化過程

鋇

第 28 章 骨頭 56

礦物質組成

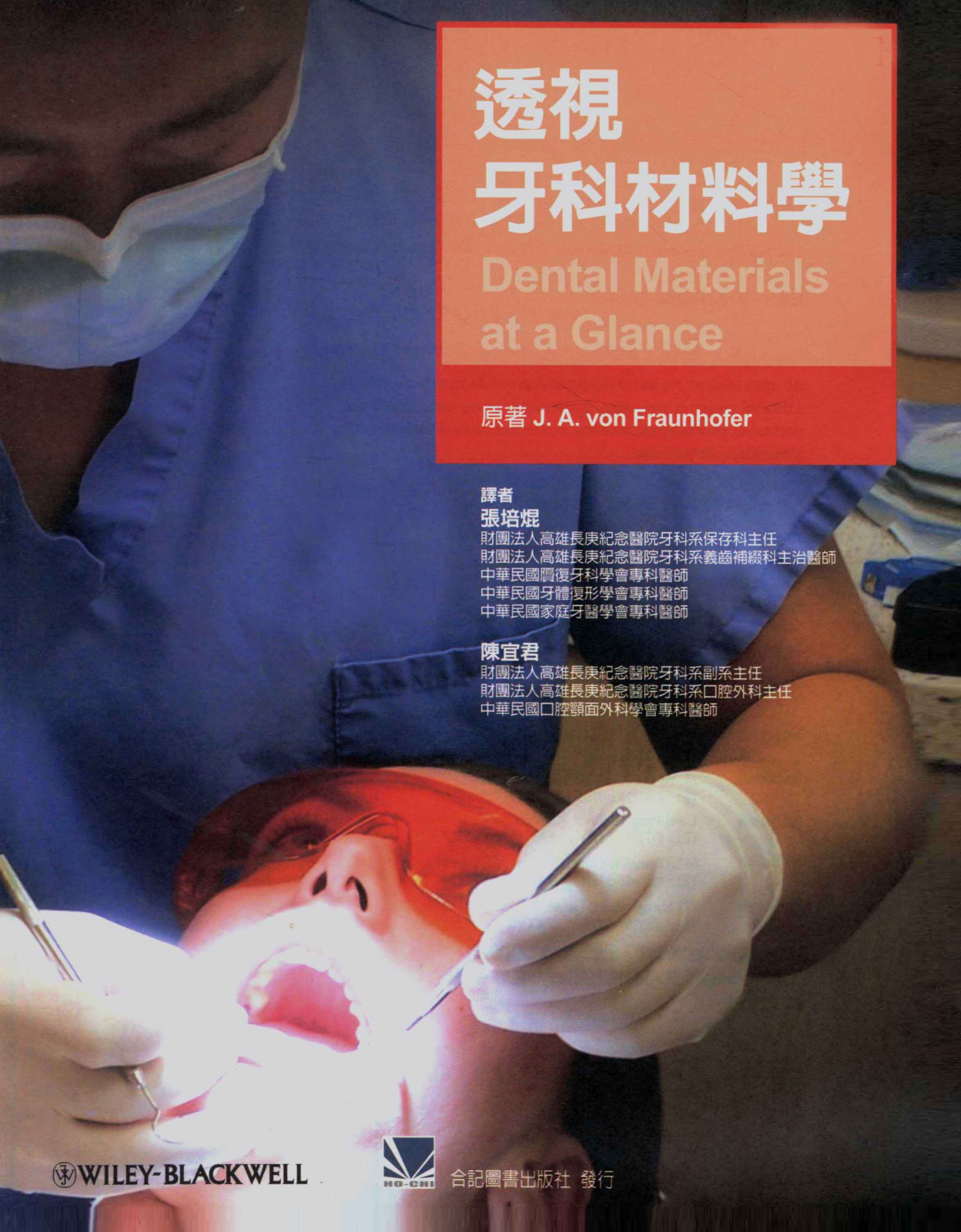
結構

發展與老化

牙科植體與骨頭

詞彙 59

索引 61



透視 牙科材料學

Dental Materials
at a Glance

原著 J. A. von Fraunhofer

譯者

張培焜

財團法人高雄長庚紀念醫院牙科系保存科主任

財團法人高雄長庚紀念醫院牙科系義齒補綴科主治醫師

中華民國鑲復牙科學會專科醫師

中華民國牙體復形學會專科醫師

中華民國家庭牙醫學會專科醫師

陳宜君

財團法人高雄長庚紀念醫院牙科系副系主任

財團法人高雄長庚紀念醫院牙科系口腔外科主任

中華民國口腔顎面外科學會專科醫師

 WILEY-BLACKWELL



合記圖書出版社 發行

材料性質 - 張力性質 (Properties of materials - tensile properties)

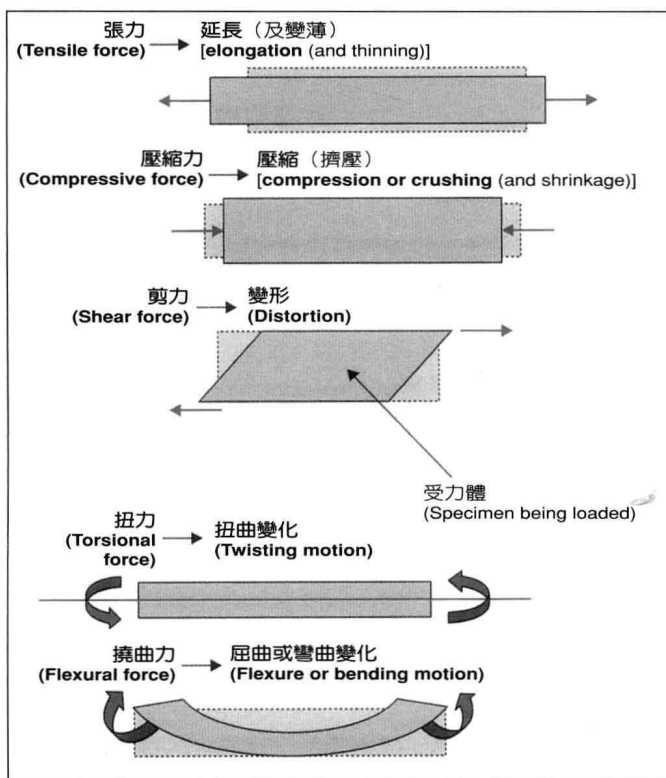


圖 1.1 施力與受力體變形狀況。

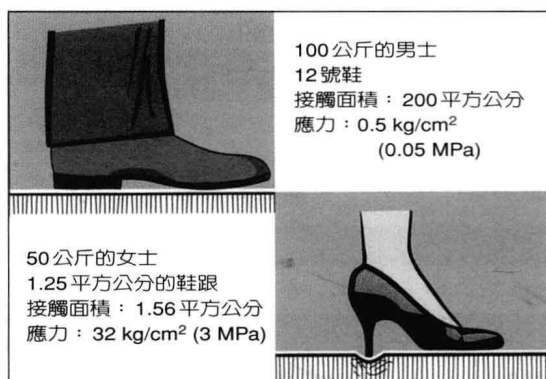


圖 1.2 足部負載與負壓。

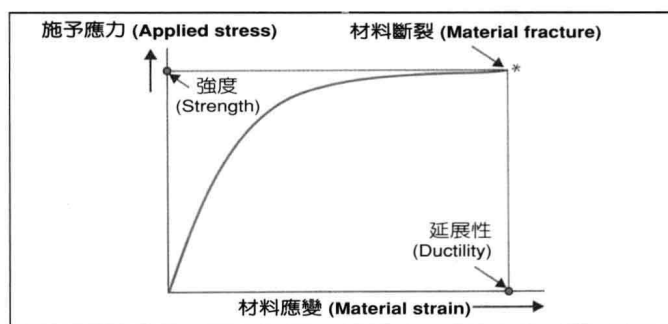


圖 1.3 非鐵金屬材料的應力-應變曲線。

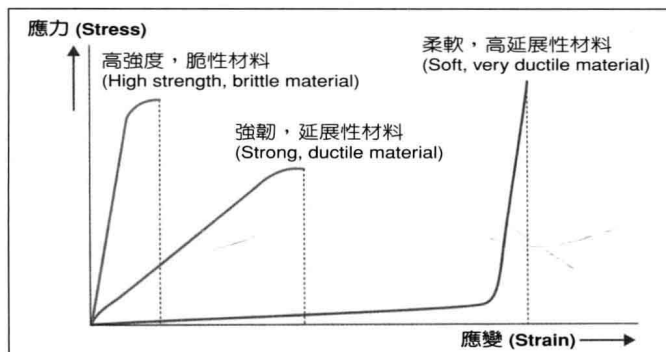


圖 1.4 脆性材料、彈性材料與延展性材料的應力-應變曲線。

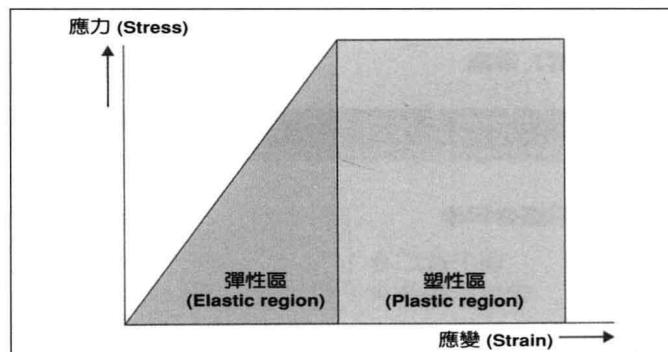


圖 1.5 應力-應變曲線的彈性區與塑性區。

表 1-1 牙科材料的性質需求

- 生物相容性
- 無毒性
- 美觀
- 強度與耐久性
- 低溶解性
- 易於操作
- 衰敗期長
- 技工操作過程簡單
- 操作時間長
- 快速 / 迅速定型

表 1-2 牙科生物材料的典型機械性質

材料	抗張強度 (MPa)	抗壓強度 (MPa)	撕裂強度 (MPa)	彈性係數 (GPa)	硬度 (KHN)
金合金	448	—	—	77	22
牙科汞齊	54.7	318	188	34	110
牙本質	51.7	297	138	1.4	68
牙釉質	10.3	384	90	4.6	343
陶瓷	24.8	149	111	140	460
複合樹脂	45.5	237	—	14	—
磷酸鋅黏合劑	8.1	117	13	13.7	40
超硬石膏	7.7	48	—	—	—
氫氧化鈣	1.0	10.3	—	—	—
玻璃離子體	18	150	—	20	—

KHN, 諾氏硬度指數 (Knoop hard number)

牙科生醫材料主要是應用在實驗或是技工步驟的操作，以及對於牙齒和骨頭的修復與置換。材料的選擇必須考慮功能性、材料特性以及相關的風險；而且，所有牙科生醫材料都需要符合特定的規範（如表 1-1）。

機械性質 (Mechanical Properties)

由於牙齒與復形物必須抵抗咬合和咀嚼的力量，所以材料機械性質就顯得重要。典型的性質請參見表 1-2。

咬合力 (Biting forces)

咬合力會因為患者的年齡與齒列狀況而有不同；亦隨著牙齒的補綴而下降，尤其是牙橋、部分活動義齒 (RPD) 或全口義齒的療程。施予不同形式的力量與強度會造成不同的影響；不同形式的施力與相關的變化請參見圖 1.1。

應力 (Stress)

應力 (Stress)， σ ：表示單位面積所承載的力量；**強度 (Strength)**：表示能引發破壞的應力；**終極強度 (Ultimate strength)**：表示造成破壞前最大的應力。

應力，受力與承載面積的關係，決定承載的效應。舉例來說，72 公斤（10 牛頓，N）的咀嚼力分佈於 4 平方厘米的範圍會產生 $18\text{kg}/\text{cm}^2$ （1.76 百萬帕斯卡，MPa）的應力；然而，相同的力量作用於復形物的高點或是 1 平方厘米堅硬的食物碎片，其應力將可達 $7200\text{kg}/\text{cm}^2$ （706 百萬帕斯卡，MPa），增加了 400 倍。因此，應力效應是修復牙科裡咬合平衡中的一個重要觀念。在圖 1.2 中有受力與應力差異的圖例說明；這個圖例也說明了為什麼被一位穿高跟鞋的女士踩到比被一位男士踩到還痛。

比例限度 (Proportional limit)

比例限度是一個材料從應力－應變線性比例下所呈現最大的應力承載值。

彈性限度 (Elastic limit) 是材料在負載且未導致永久變形下呈現最大的應力承載值。

屈服強度 (Yield strength)， σ_y 是材料開始從應力－應變線性比例產生變化時的應力值，通常是永久應變的 0.1、0.2 或 0.5%。

應變 (Strain)

應變， ϵ 指的是變形量與原來長度的比值 $\Delta L/L$ 。應變主要是測量斷裂時的變形量。

延展性 (Ductility)：即是延長的百分比；換言之，就是 $\Delta L/L \times 100\%$ 。

延展性 (Ductile) 材料比脆性材料展現更大的延長量，並可在斷裂前承受更多的變形量。

研光指數 (Burnishing index)：材料能在口內操作或研光 (burnished) 的能力，以對屈服強度的延長百分比 (ratio of % elongation to yield strength) 來表示。

波義森氏比例 (Poisson's ratio)

波義森氏比例 (Poisson's ratio)， ν ：在張力承載下，側向與軸向應變的比值。它表示在材料延長過程中截面積的減少。

脆性 (Brittle) 材料 ν 值較低；換言之，該種材料在延長時截面積的變化不大；反觀，延展性材料在截面積減少較大，這又稱為樣本頸縮現象 (specimen necking)。

彈性係數 (Elastic modulus)

彈性係數 (Elastic modulus)， E ，是指應力對應變的比值；又稱為**楊氏係數 (modulus of elasticity or Young's modulus)**，表示材料的硬度。它是由應力－應變曲線圖中彈性（線性）區的斜率所決定。

應力－應變曲線 (Stress-strain curve)

應力－應變曲線 (Stress-strain curve) 是利用施予物體持續增加的張力直到斷裂，測量這個過程中施予應力與材料應變的關係。這個曲線的形狀顯示著材料的性質（如圖 1.3 和 1.4）。無鐵材料（如：金和銅）會呈現一連續性曲線直到斷裂；而含鐵材料的曲線則會有一段“糾結”區，稱之為**屈服點 (yield point)**。

從斷裂點拉一條平行橫軸的線對應到縱軸（應力）的點，稱為**樣本強度 (specimen strength)**；同時拉另一條垂直線對應到橫軸（應變）的點，稱為**延展性 (ductility)**。

強度高，脆性的材料如陶瓷，其應力－應變曲線比較陡，斷裂時應變少。

強且具延展性材料如金屬，其應力－應變曲線呈現中等幅度，斷裂前呈現良好的延伸性。

軟且具延展性材料如彈性體，其應力－應變曲線呈現長且低幅度線性曲線，直到持續施力至不再線性延伸（即斷裂產生）時，曲線隨即呈現急升現象。

回彈力 (Resilience)

回彈力 (Resilience)：抵抗永久變形（如：變形至比例極限所需的能量）。它屬於應力－應變曲線中所有彈性區域的面積，如圖 1.5。

韌性 (Toughness)

韌性 (Toughness)：抵抗斷裂（如：造成斷裂所需的能量）。它屬於應力－應變曲線中（含彈性區域與塑性區域）所有面積，如圖 1.5。

2

韌性、彈性 / 塑性與硬度

(Toughness, elastic/plastic behavior and hardness)

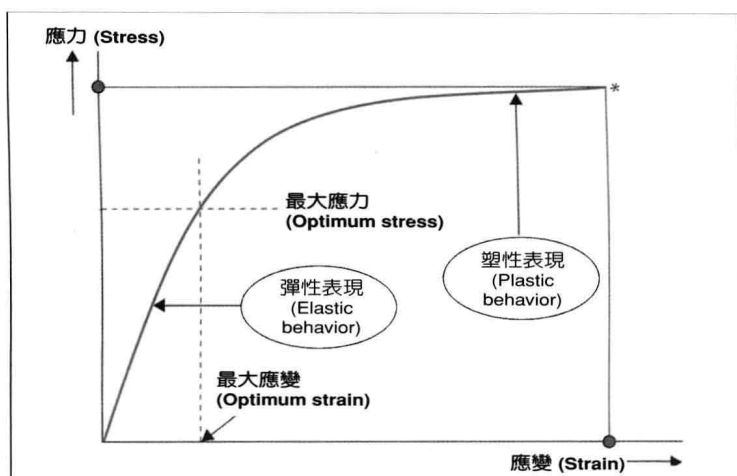


圖 2.1 彈性材料最大負載（應力與應變）。

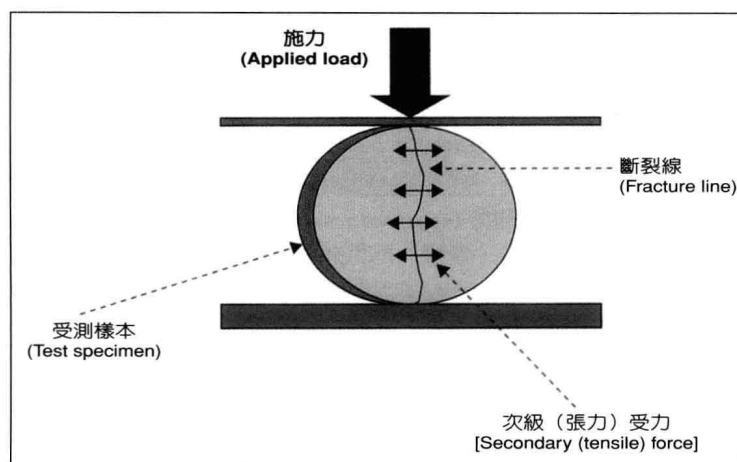


圖 2.2 測定脆性材料抗張強度的直徑圓盤測試 (diametral disc test)。

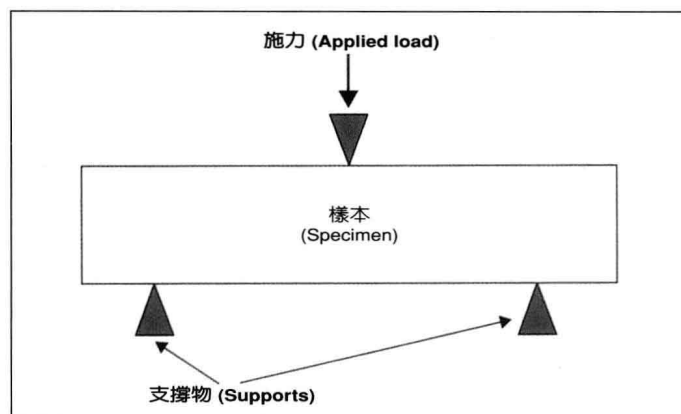


圖 2.3a 樣本橫向測試。

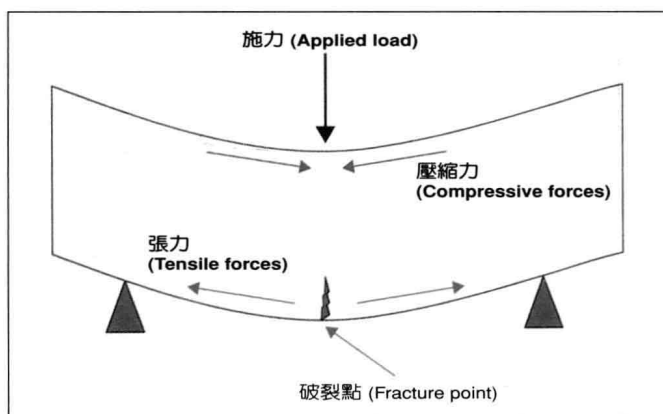


圖 2.3b 樣本橫向測試下負載與相對應力。

斷裂強度 (Fracture toughness)

斷裂強度指的是塑性變形未斷裂前的強度，其與塑性變形耗損的能量成正比。隨著時間發展或自然形成的裂痕 (cracks) 或缺陷 (flaws) 會弱化材料，即使在不到屈伏應力 (yield stress) 下承載，也會產生斷裂；這種缺損扮演著一種增壓器 (stress raiser) 的角色。

由於脆性材料承載時無法塑性變形和分散應力，這些缺損就會造成問題。當這些裂痕 (cracks) 或缺陷 (flaws) 增大，造成樣本斷裂所需的應力就會降低。這種狀況一般以應力強度因子 K 表示，主要由應力與裂痕長度來決定。當應力強度達到臨界值， K_c (由 $Y \cdot \sigma \cdot \sqrt{\pi a}$ 決定) 就會斷裂； Y 代表裂痕幾何大小的函數， a 代表裂痕長度。

彈性與塑性特質 (Elastic and plastic behavior)

彈性材料會因承載而變形，也會因卸載而恢復原來尺寸，但回復速度會因材料而有所不同。根據虎克定律 (Hooke's law)：在達比例極限之前，變形 (應變) 與承載 (應力) 成正比。

塑性材料會因承載而變形，變形量卻不會與承載成比例；卸載後也不會完全回復原來尺寸，所以稱之為塑性變形 (plastically deformed)。

對於彈性材料施壓超過彈性極限時，會造成塑性 (永久) 變形；所以最好不要施壓超過彈性極限 (圖 2.1)。

決定機械性質 (Determining mechanical properties)

張力性質 (Tensile properties)

張力性質 (第 1 章) 是在有頸區或啞鈴形的平面樣本上測量；脆性材料 (例如：汞齊和陶瓷) 就無法如此測量，其抗張強度就以直徑圓盤測試 (diametral tensile test) 方式測量。這種測試是在一直盤材料施壓 (P) 造成一沿著樣本直徑的張力 (圖 2.2)。直徑圓盤強度 (DTS) 以下列公式計算：

$$DTS = 2P / [\pi \cdot (\text{diameter}) \cdot (\text{thickness})]$$

抗壓強度 (Compressive strength)

抗壓強度是對一個圓柱或方形截面樣本施予一正壓力且造成截面破裂來測得。

撕裂強度 (Shear strength)

撕裂強度是在一個研磨過的樣本上施予張力來測定，可利用改良式懸臂測試 (modified cantilever test) 或針盤測試

(pin-disc test)，其對於鑲面等，撕裂應力的產生，顯得相當重要。

橫向強度 (Transverse strength)

橫向強度：長度 L 的樣本處於兩端支撐、中間受力 (P) 的狀態 (圖 2.3)。斷裂開始於受張力的下緣，此時上緣承受張力。斷裂時的應力代表著強度：

$$\text{強度, } \sigma = \frac{3PL}{2 \cdot W \cdot T^2} \text{ 和變形, } \delta = \frac{P \cdot L^3}{4 \cdot E \cdot W \cdot T^3}$$

E 代表係數， W 代表寬度和 T 代表厚度。

這個特性對於義齒基底很重要。

壓痕硬度 (Indentation hardness)

壓痕硬度是抵抗穿透的一種測量對抗穿刺的指標。硬度可用多種方式測量，像是 Barol、Bierbaum、Brinell、Knoop、Rockwell、Shore 和 Vicker 等方法。當中在牙科最重要的是諾氏 (Knoop) 和修爾 (Shore) 方法。

諾氏硬度測試是使用一個不對稱鑽石尖端，長端和寬端比為 7:1，諾氏硬度 $KHN = L/l^2 \cdot C_k$ ， L 表示施壓， l 為長端的長度， C_k 為 l 與壓痕面積的相關常數。測試時樣本需要一個平面且高度研光的表面，施壓則無特定，因為對於延展性及脆性材料可用顯微量尺測量。

修爾硬度測試是利用一個鈍頭穿刺軟性或彈性材料的測定，對於軟性材料 (像彈性體) 很有用。

硬度指數可以提供一個材料抗磨耗 / 磨損的指標。

磨耗與抗磨損 (Abrasion and wear resistance)

磨耗 (abrasion) 與磨損 (wear) 對於聚合修復體、與自然牙對咬的陶瓷修復體及牙粉是很重要的。表面硬度不是一個可信賴的抗磨損永久指標，特別是對於硬且脆的材料或彈性體。目前有許多不同磨耗 / 磨損測試系統，最簡單的就是一端夾著尼龍刷毛或橡皮杯對著另一端樣本進行摩擦；當水、人工唾液或牙粉漿做介面時，會產生不同的夾具施壓。也有更複雜的測試設計，像是將樣本以旋轉或擺動方式面對磨耗測試物來測定。磨耗 / 磨損損壞會利用型態計 (表面型態改變)、減少的重量或兩者來認定。

沒有磨耗系統能完全模擬口腔內的狀況，資料量化與再現性也是一樣；然而，磨耗 / 磨損測試卻可以針對材料表現而提供有效的預測資料。

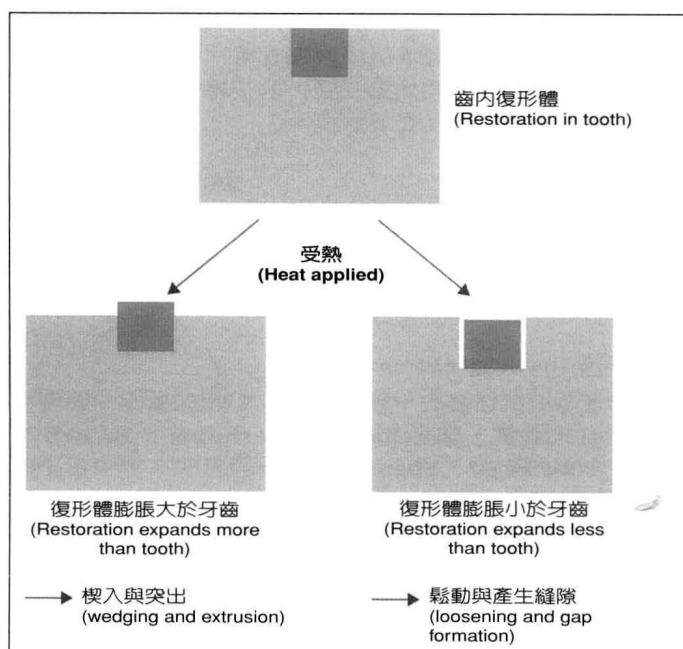


圖3.1 在牙齒與復形體熱膨脹係數不同時的升溫效應。

表3-1 牙科材料的熱性質

材料	熱傳導性 (J/sec/cm ² /°C/cm)	比熱 (J/g/°C)	熱擴散性 (mm ² /sec)
銅	3.84	0.38	—
金	2.97	0.13	119.0
汞	0.084	0.14	—
鉑	0.698	0.13	—
銀	4.21	0.23	—
牙科汞齊	0.23	—	9.6
磷酸鋅黏合劑	0.012	—	0.290
氧化鋅丁香油酚黏合劑	0.005	—	0.389
丙烯酸樹脂	0.002	1.46	0.123
複合樹脂	0.011	—	0.675
陶瓷	0.010	1.09	0.64
牙釉質	0.0092	0.75	0.469
牙本質	0.0063	1.17	0.18-0.26
水	0.0044	1.00	0.14

表3-3 牙科材料與牙齒電學常數

材料	電阻 (ohm · cm)	介電常數
牙釉質	$2.6-6.9 \times 10^6$	—
牙本質	$1.1-5.2 \times 10^4$	8.6
玻璃離子體	$0.8-2.5 \times 10^4$	$2-7 \times 10^5$
氧化鋅丁香油酚黏合劑	10^9-10^{10}	10
聚丙烯酸鋅黏合劑	$0.4-4 \times 10^5$	$4 \times 10^3-2 \times 10^5$
磷酸鋅黏合劑	2×10^5	—

表3-2 熱膨脹係數

材料	熱膨脹係數 ($\times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$)
牙齒 (牙冠部分)	11.4
牙科汞齊	22.1-28.0
金	14.4
複合樹脂	17-50
丙烯酸樹脂	76.0
陶瓷	12.0
玻璃離子體	10.2-11.4
嵌體蠟	350-450
矽化物印模材料	210
多硫化物印模材料	140

表3-4 可見光波長

顏色	概略波長 (nm)
紅	630-700
橙	590-630
黃	560-590
綠	490-560
藍	450-490
靛	420-440
紫	400-450

關於牙科生物材料的物理性質包含熱、電和光學性質；標準值列於表3-1。

熱性質 (Thermal properties)

溫（熱）傳導性 (Thermal conductivity)

熱傳導性， K ：單位柱型材料傳導1攝氏度差的速度。

金屬 K 值比牙齒和聚合體高，代表著冷或熱的液體和食團會在牙髓造成較大的溫度變化。

比熱 (Specific heat)

比熱， C_p ：1克物質上升1攝氏度所需的熱量

比熱在熔融和鑄造過程中很重要，它代表著使金屬達到熔點所需的熱度。黃金 C_p 較低，而非高貴合金和基底金屬則較高，代表需更多的熱度才能融化這些合金。

熱擴張性 (Thermal diffusivity)

熱擴張性， Δ 定義為 $K/C_p \times \rho$ （熱傳導性除以比熱與密度的乘積），為一種熱流動的測定。它可以測定材料達到熱平衡的速率，以及計算金屬修復體對於牙髓的熱衝擊 (thermal shock)。

墊底效益 (lining efficiency)， Z ，指的是墊底的熱保護效果，即 $Z = T/\sqrt{\Delta}$ ， T 代表墊底的厚度。

熱膨脹線性係數 (Linear coefficient of thermal expansion)

熱膨脹線性係數， α ：在1°C改變下，每單位長度的改變。表3-2所列為標準值，但是該係數值會隨溫度及狀態而改變，例如聚合體在玻璃態臨界溫度 (T_g) 時就會改變。

如果修復體的 α 與牙齒結構有明顯差異時，這個參數就很重要，因為相對的膨脹與收縮會導致縫隙形成 (gap formation) 與滲漏 (leakage) (圖3.1)。

高 α 值的模型蠟可與鑄造修復體時金屬產生的鑄造收縮相抵銷。

電學性質 (Electrical properties)

導電性 (Electrical conductivity)

導電性 (κ , $\text{ohm}^{-1} \cdot \text{cm}$) 和電阻率 (resistivity) (ρ , $\text{ohm} \cdot \text{cm}$)：電導 (conductance)， L 為 $\kappa \cdot (A/l)$ ；電阻為 $\rho \cdot (l/A)$ ， A 代表截面積， l 表示長度。電導與電阻是成反比的。牙科生物材料與牙齒齒質的電阻值列於表3-3。

牙本質的電阻比牙釉質低；正常的牙釉質與蛀掉的牙釉質電阻亦不相同。

修復材料的導電性可能會影響到金屬修復體下基底的隔離效果。

介電常數 (Dielectric constant)

介電常數， ϵ ：是用來測量電隔離。

像玻璃離子黏合劑和聚丙烯酸黏合劑高 ϵ 值的材料，表示離子含量高，如極性。須注意濕的黏合劑其 ϵ 值會隨乾燥而降低。

色彩與外觀 (Color and appearance)

理論上，牙科修復材料的顏色要與口腔軟硬組織相符。但其顏色只能顯現部分的內在材料，因為會被選擇性吸收和反射、散射、衍（繞）射與相互作用所影響；也和組成、厚度、表面粗糙程度與入射光有關。再者，測光時顏色和反射也會被環境背景所影響。

可見光的波長範圍介於400~700 nm（表3-4）；但是人類屬於擁有三色接受器的三基色系 (trichromatic)：

- 短波長或S桿狀細胞—對藍光 (420 nm) 最敏感。
- 中波長或M桿狀細胞—對綠光 (534 nm) 最敏感。
- 長波長或L桿狀細胞—對黃綠光 (564 nm) 最敏感。

所有波長的光都會經過眼睛桿狀細胞接受器調整為三個基本成色，稱之為三激值 (tristimulus values)。雖然人類可以分辨107種顏色，但對於顏色的認知還是以人類三基色系顏色的強度為主。

顏色通常還會以國際照明委員會 (CIE system) 設計的三個參數來定義： L^* ， a^* 和 b^* 。明亮值或明度 (L^*) 是表示光線有多暗或是多亮；顏色的波長，或是色別 (hue) 是看光線從色輪或色譜中白色出來的方向，以CIE系統中的 a^* 和 b^* 相對符號與質來表示。 $-a^*$ 表示綠增多， $+a^*$ 表示紅增多； $-b^*$ 表示藍—靛增多， $+b^*$ 表示黃—綠增多。顏色的強度、色度或純度則由距色譜中心的距離，如 a^* 或 b^* 值的大小決定。

蒙塞式色系 (Munsell color system) 是利用許多色表的比較來決定顏色的明度 (value)，色度 (chroma) 和色別 (hue)。如果利用蒙塞式色系來標色時，可以利用計算色差公式來顯示顏色差異。

還有一個會造成比色困擾的問題是異譜同色效應 (metamerism)。異譜同色系雖然擁有不同的光譜能量分佈，但在某一光線下卻會呈現同樣的三激值，其它則不同。白熾燈、日光燈和太陽光波長均不同，因此比色時應在適合環境進行。

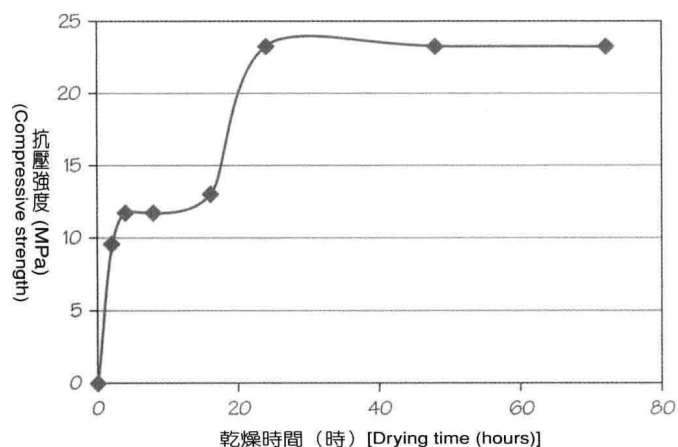


圖 4.1 乾燥時間對牙科石膏抗壓強度的影響。

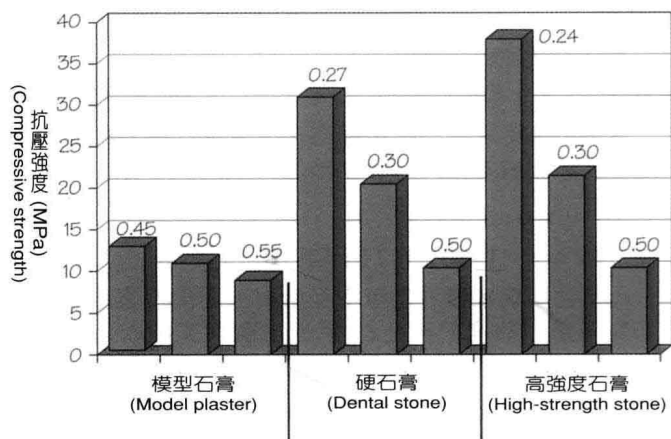


圖 4.2 水 / 粉比（顯示於圖柱上）對石膏材料強度的影響。

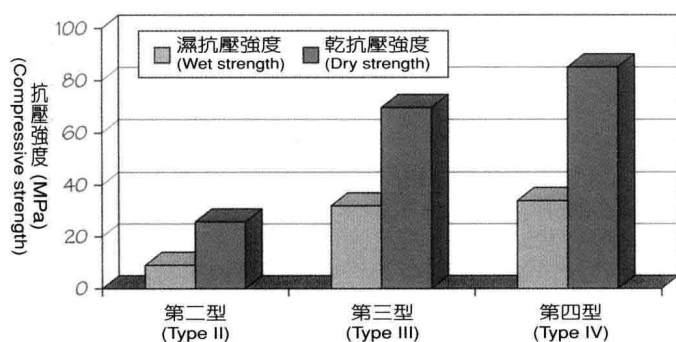


圖 4.3 石膏材料的乾 / 濕抗壓強度。

表 4-1 牙科石膏產品

ANSI/ADA 規範命名	傳統命名
第一型 石膏，印模用	印模用石膏
第二型 石膏，模型用	模型用或技工用石膏
第三型 硬石膏	第一級硬石膏，模型用硬石膏
第四型 硬石膏，高強度	第二級硬石膏，超硬石膏
• 低膨脹性 (ISO 第四型) • 高膨脹性 (ISO 第五型)	

表 4-2 石膏材料水 / 粉比

產品	水 / 粉比 (克水 / 100 克粉)
石膏	40-50
硬石膏	25-30
超硬石膏	19-24

表 4-3 牙科石膏材料

	第二型	第三型	第四型
水 / 粉比	0.45	0.28	0.24
凝固時間 (分)	12.0	8.0	7.0
凝固膨脹 (%)	0.30	0.18	0.10