

牙科材料學
Dental morphology

金屬和合金
(Metals and Alloys)

臺北醫學大學 牙醫學系
董德瑞老師
drdong@tmu.edu.tw

學習目標

■能辨識及敘述牙齒之形態、特徵與功能意義，並能應用於臨床診斷與治療

1. 牙齒形態相關名辭術語之定義與敘述
2. 牙齒號碼系統之介紹
3. 牙齒之顎間關係與生理功能形態之考慮
4. 恒齒形態之辨識與差異之比較
5. 乳齒形態之辨識與差異之比較
6. 恒齒與乳齒之比較
7. 牙髓腔形態
8. 牙齒之萌出、排列與咬合
9. 牙體形態學與各牙科臨床科目之相關
10. 牙科人類學與演化發育之探討

參考資料

1. 牙科材料學(鍾國雄)
2. Phillip's Science of Dental Materials (11th edition, Kenneth J. Anusavice)
3. Craig's Restorative Dental Materials (12th edition, John M. Powers, Ronald L. Sakaguchi.

Summary

The course of Dental Morphology provides the student with knowledge in the morphological characteristics of the teeth and related oral structures upon which a functional concept of intra-arch relationships may be based for the clinical application to patient assessment, diagnosis, treatment planning, and oral rehabilitation.

壹、緒論

金屬，廣義而言，乃能在溶液中呈正離子之元素稱之。一般金屬同時應具備一些典型的特性且可與其它非金屬元素物質作鑑別：這些特性包括金屬光澤、不透明性、高密度、高強度、熱和電的優良傳導性，因此除具備正離子游離外更必需擁有以上的特性才能被認定為金屬。

純金屬在牙科領域中的使用，多利用其穩定性的化學性質和優良的物理性質，目前較常用的是純金箔在復形充填方面，汞在汞齊的混成和銀與銅在電鍍處理方面為主合金，乃兩種或以上金屬的混合而組成的物質。由於純金屬在牙科應用領域十分有限，為求保有金屬的特性和調配出某些應用上所必備或更佳的性能，往往可以將多種不同的金屬熔融一起，冷卻後成爲一固化的金屬混合物，亦即是合金，不同質量的金屬混合將組成不同性質的合金，為求充份發揮組成合金成份的金屬特性，優良性能的金屬的合金的製備成功將經過無數次的嘗試和試驗才能獲得最佳的性能與成分組合。

貳、金屬的固化作用 (Solidification of Metals)

純金屬如同其它化學元素一般可以用其基礎物理和化學性質來作鑒別，例如：熔點、沸點、膨脹係數等等。表10-1所列乃牙科常應用之金屬元素的主要物理常數。每一種金屬元素和組成的合金均擁有其特殊的冷卻曲線(Cooling Curve)和相圖(Phase Diagrams)。

一、冷卻曲線和相圖(Cooling Curves and Phase Diagrams)

一種純金屬當其從高溫的液態狀況被降溫慢慢冷卻，金屬熔液逐漸冷卻，直到液體達到某一冷卻溫度時，溫度又將發生一恒定不變的時期，過後全部的金屬便達到固化，溫度將繼續隨周圍環境的溫度持續變化，以上的各階段不同時間溫度變化的固化現象見圖10-1(甲)所示。

在純金屬方面經常在到達凝固溫度之後，由於成核(Nucleation)不良而產生一種金屬固化作用前的過冷度(Supercooling)現象，見圖10-2所示。圖中B和C之溫度差便稱爲此純金屬的過冷度，在熔體終於成核之後，開始發生各種結晶成長現象，然而，由於潛熱被過冷液體所吸收，因而使得液體的溫度回昇到凝固體，此種現象稱爲再熱(Recalescence)，圖10-2中由B上上升至C溫度的現象稱之。在剩餘液體的溫度回昇到凝固點之後，有一熱障發生，直到平面成長(由C至D)完成爲止，從D至E的溫度變化乃表示固態金屬已完全均勻冷卻。

相圖(Phase Diagram)乃表示在任意的溫度與合金成分的組合下，一合金系統所具有的相及其成分，當合金中只有兩種元素存在時，可以構成一個二元相圖(Binary Phase Diagram)，若由三種金屬同時共存所組成的相圖稱爲三元相圖(Ternary Phase Diagram)。

相圖之構成

1. 固溶體(Solid Solution)合金

由A和B兩種純金屬按不同成分比例而組成的相圖其構成應由個別的冷卻曲線至二者成爲不同組成百分比的固溶體(簡稱固溶)所發生的一連串冷卻曲線同時排列時如圖10-3所示，圖中最左側爲100%A的冷卻曲線，然後是不同的組合自80%A-20%B，60%A-40%B，40%A-60%B，20%A-80%B和100%B，在最右側。如果將A，B在100%純度時的凝固點，中間將各種組成的冷卻曲線中凝固範圍分別連成一圓滑曲線如圖10-4所示，則圖10-4就是AB金屬所呈的相圖(Phase Diagram)。

從圖10-4可見，在曲線ACB以上溫度合金是液態，故此曲線稱為液相線 (Liquidus Line)。在曲線ADB以下合金是固態，故此曲線稱為固相線 (Solidus Line)。在以上兩線間的溫度和組成時，合金將呈現液態和固態同時存在的狀態。例如，以80%A和20%B的合金成分為例，當此種成分的合金加熱完全至熔後，將熔漿放置在一低溫環境裡作降溫處理，當溫度降低至攝氏760度時，此時出現成份為97%A-3%B的合金固體慢慢沈澱，再繼續降溫至攝氏680度時則出現固態成份為90%A-10%B和液態成份為60%A-40%B，此項數值的計算方法仍沿一設定溫度繪一水平線，當此水平線分別交於固相線和液相上時，其垂直線所表示的成份將是該設定溫度的合金成份。

在固相線和液相線之間的成分我們已知同時存在有液態和固態溶液存在，在計算它們所佔的比例時，一般多採用結線(Tie Line)，如圖10-4中的XYZ線來決定出這兩種相的成分。因此，當溫度已設定，合金成分亦一定時則在此範圍內，液相和固相所佔的百分比必需應用槓桿律(Lever Law)來計算：

$$\text{液相百分比} = \frac{\text{液相方向的桿臂}}{\text{總桿臂長}} \times 100\%$$

以圖10-4中60%A-40%B成分為例，在攝氏560度時液態合金的比率為XY/XZ和固態合金的比率為YZ/XZ。

為獲得此一平衡的最終結果，冷卻速率必須極為緩慢且必需有足夠的時間讓銅原子在鎳原子中擴散，而產生由相圖所給定的成分。在大多數的實際鑄造情況中，冷卻速度都太快以致不易達成平衡。

當冷卻速度太快，以致無法使原子擴散並產生平衡情況時，在鑄件(Cast)內部將會產生異常的組織結構。現今同樣以60%Cu-40%Ni合金為例。一旦溫度到達液相線溫度，見圖10-7，便立即有最早的固體形成，其中仍含52%Ni。在冷卻到攝氏1250度時，結線告訴我們液體含34%Ni，而在這個溫度時形成的固體含46%Ni。由於在液體中擴散進行較快，我們預期結線能準確地預測液體的成分。然而，固體中的擴散相形之下慢得很多。首先形成的固體仍含約52%Ni，但新的固體含46%Ni。固體的平均成分雖然難以精確地計算出來，但可能在51%Ni左右。這樣就得到一條不平衡的固相線，它與相圖所給的固相線不一樣。隨著固化的進行，不平衡的固相線逐漸與平衡固相線分開。

當溫度到達攝氏1240度時，由平衡固相線可看出仍有大量的液體存在。我們可以經由執行一項槓桿律來推算液體的量，其中槓桿的端點是由液相點及不平衡固相點所決定。直到冷卻至攝氏1190度，液點才會完全地固化，此時不平衡的固相線與原成分線交於40%Ni。在這個溫度時，最後固化的液體含17%Ni，而使最後形成的固體含25%Ni。固體的平均成分為40%Ni，但成分並不均勻。真正的不平衡固相線及最終的不平衡固相線的溫度是由冷卻速率決定。冷卻速率愈快，則與平衡情形差距愈大。

2. 金屬間化合物(Intermetallic Compounds)

金屬間化合物是由兩種以上的元素所組成，在相圖中較固溶合金為複雜：例如汞齊合金中的銀錫相合金。此種化合物產生一種具有獨特的成分，結晶結構和性質，與原組成的純金屬性質完全不同。金屬間化合物一般具有硬且脆的機械性質，且能提供較軟的金屬極佳分佈強化效果。金屬間化合物在相圖中往往是出現於最高點處，見圖10-8相圖中的g'部位。

3. 共晶合金 (Eutectic Alloys)

鉛錫合金系統內，當錫成份含61.9%時，鉛錫合金將具有共晶成分，見圖10-9所示。當溫度在攝氏183度以上時，此合金完全為液體狀態，因而液相的成分為61.9%Sn。但是，當液體冷卻至攝氏183度或以下，共晶反應便開始發生，圖10-10。



在共晶反應過程中有二種固溶體 α 和 β 形成。兩種固溶體的成分是由共晶線的兩端所決定。在共晶反應過程中必須有擴散發生，因為含61.9%Sn的液體變態成含鉛較豐富的固溶體 α 與含錫較豐富的固溶體 β 。在固化過程中的共晶成長需要排除熔解熱，以及利用擴散來重新分佈兩種不同原子。因為固化完全發生於攝氏183度，所以冷卻曲線的形態便與純金屬的冷卻曲線相似，亦即在共晶溫度上有一個熱障存在，見圖10-11。

在鉛錫合金系統中，當錫含量在2%至19%間時，合金於固化時亦產生一種單相固溶體 α 。然而，隨著合金的冷卻，將有一種固態反應發生，而使第二種固相 β 由原來的 α 相中析出，見圖10-14。此種 α 為錫在鉛內的一種固溶體。另外，由於未能滿足Hume-Rothery's法則，錫在 α 固溶體內的溶解度有一定界限。在攝氏零度時只有2%錫能溶解於 α 內，隨著溫度增高，鉛能溶解更多的錫，直到攝氏183度時錫在鉛中的溶解度已增至19%。這是錫在鉛中的最大溶解度(Maximum Solubility)。在任意的溫度下，錫在固體鉛內的溶解度是由固溶線(Solvus)所決定的。任何含2%至19%錫的鉛錫合金系統在冷卻時必通過固溶線，當超過溶解限界時，必有少量的 β 形成，以滿足相組成的定律。

當錫的成分增加至含19%至61.9%時，鉛錫合金在冷卻過程中，液體自液相線溫度開始固化，然而，此固化必須經過共晶反應來完成，圖10-15。無論任何時間，只要溫度落在對應到合金原成分的那條線與液相線和共晶線所交出的那段線內，固化就繼續進行。

凡鉛錫合金成分中含19%至61.9%的錫，亦即含錫量低於共晶成份的合金，都稱為亞共晶合金(Hypoeutectic Alloys)。凡在共晶成份右方的合金，即含錫量介於61.9%至97.5%之間的合金，都稱為過共晶合金(Hypereutectic Alloys)。

以亞共晶合金70%Pb-30%Sn為例，觀察它在固化過程中的顯微結構變化，如圖10-15所示。當溫度達到液相線溫度(攝氏260度)時，將出現含約12%錫的固體 a 成核，在攝氏184度時，若繪一水平結線將可發現固體 a 含19%錫，並且剩餘的液體含61.9%錫，同時需注意在攝氏184度時液體內含有共晶成分，但是，當合金冷卻至攝氏183度以下，所有剩餘的液體都通過共晶反應而變成兩種固溶體 a 和 b 的層狀混合物，上述的固化過程得到的顯微組織，見圖10-16所示。

4.三元相圖(Ternary Phase Diagram)

許多合金系統是由三種或以上的元素所構成，若剛好擁有三種元素而構成合金，則此合金稱之為三元合金(Ternary Alloy)見圖10-17。對於三元合金其性質，組織變化與溫度之關係，必須藉著繪出一種三度空間的相圖才容易瞭解其相互的關係。然而，我們可利用三種不同的技巧：液相圖面(The Liquidus Plot)、等溫圖面(The Isothermal Plot)和等值圖面(The Isoleth Plot)將由三元相圖得到的資料以二度空間的方表示。

4.三元相圖(Ternary Phase Diagram)

a. 液相圖面：鉛-矽-鎂合金系統的液圖面是許多工業鑄造用合金的基礎，見圖10-18。液相圖面是由許多代表在各種元素組合的液相線與溫度之等溫線所構成。此表示法對預測合金的凝固點很有用，如同在二元相圖中，液相圖面顯示出在固化期間各種相析出的順序，也顯示出在固化期間液體的成分是如何改變。

4.三元相圖(Ternary Phase Diagram)

b. 等溫圖面：第二種常用的表示法是等溫圖面。等溫圖面顯示出在特定溫度下各合金內存在的相，在預測相以及它們在此溫度時的量與成分這方面極具有用。圖10-19繪示鎳-鉻-鋁系統在攝氏1250度時的等溫圖面。各相的個量和成分之計算方法與二元相圖相同。在單相域內，其結果仍是沒什麼意義，原因是相是原來的成份其量本是100%。在兩相區域內可利用結線來決定出各相的成份。三相區域的特徵是其外形為三角形。此三角形的三個角隅決定了這三相在平衡時的成分。

4.三元相圖(Ternary Phase Diagram)

C. 等值圖面：我們可利用等值圖面來表示某一族合金。等值圖面，亦即通過三元相圖的一個垂直截面，它代表一種元素的成分固定，而其他兩元素的量有變化的一族合金。這些圖面顯示出當溫度變化和兩種元素的等對含量改變時，相與結構是如何跟著變化。含17%鉻的鐵-鉻-碳系統的等值圖面如圖10-20所示。

叁、直接金充填材料(Direct Gold Filling Materials)

金材料由於具有優良的物理和生物特性，因此在較早的時期是一普遍使用且良好的充填材料。特別其優異的展性，對於窩洞充填後的貼合效果較其它材料為理想，配合較良好的延性使得復形邊緣吻合度可大大提昇，不易發生邊緣滲漏(Marginal Leakage)現象，除此之外，金充填材料由於其電化學惰性，因此，在口腔液體環境中不易發生腐蝕或變色的不良反應。

在生物性方面，金充填材料由於下列的特性而廣泛受歡迎使用作為復形材料：

1. 當口腔軟組織，例如邊緣性齦齦或其它牙周支持組織，與金材料直接接觸後將仍保持健康，不會有受刺激或有病態現象發生。
2. 接觸金材料之上皮組織的健康情況和牙周組織變化與牙釉質和陶瓷材料接觸的情況相同。
3. 正確使用金材料作直接充填，牙髓的刺激將可降至最低程度，不會造成傷害。

目前使用作為直接充填的金材料可分為六大類型：箔片，包括1. 金箔或2. 鈦化金箔；3. 電解沉積金材料；4. 腐箔，乃混合金箔和釕金所組成的材料；5. 粉金材料和6. 合金式金材料，其中滲有合金的金材料和鈣。以上材料均稱為直接充填材料，其原因乃金材料可以在室溫內進行熔接或是不必經技工室的鑄造處理而能直接置放入窩洞內成型，完成填補。

全部的金材料又可進一步分類為內顯性(Cohesive)或非內聚性(Noncohesive)。內聚性金材料表面無任何污染現象，因此可自然內聚熔合成形，非內聚性金材料，其表面為保持材料間的不易熔合往往在其表面塗佈一層揮發性氣體，例如氮氣，同時又可避免其它氣體或雜質的污染。非內聚性金材料如果是由於氮氣的保護作用而致，則可以經一簡單的除氣(Degassing)處理便可回復其內顯性的能力。在直接金材料復形處理方面，其適應症通常較為適合於齲齒發生率較低的患者使用，同時要注意使用部位應是非應力區域(Nonstress Area)和美觀方面較不明顯或重要部位；因此，通常適用於初期齲齒病灶，齒頸腐蝕(Cervical Erosions)和齒質發育上缺陷部位的復形。

在優點方面，除了前述的物理性質，例如穩定性高，不易腐蝕，能保持光亮，高延展性，在低溫環境內便能熔接和其熱膨脹係數與牙本質相似；與生物相容性(Biocompatibility)佳外，雖然在成本方面較為昂貴，但是在長期效益而論，直接以金材料填補牙齒較之其它復形材料的成本為低，另外，雖然材料的金黃色，但是材料不會引起如銀材料一般使齒質周圍變色的結果，反而由於黃色的反射，與牙齒的色澤更為協調。

在操作方面須要更多的經驗，耐性和技術去完成復形是直接金充填操作的最大缺點，同時由於表面硬度的不足，在較高的壓力或剪切應力的部位不適用作充填，除此之外，對於較明顯或是美觀、顏色要求較高的牙齒也不宜選用，其次是成本較昂貴也是較少使用的原因之一。

一、各類型金充填材料

1. 金箔(Gold Foil)

其製備過程是將金錘打處理(Gold Beating Process)，將原來為0.0025毫米厚的金片以錘子敲打至最後的厚度為0.00064毫米厚的箔片，其中的厚度多以其比重測定計算而得知，一般在藝術或工業界所使用之金材料更為薄，稱之為金葉(Gold Leaf)。

經過上述敲打處理後，金箔片將分別小心保存，使用紙質材料或氮氣使材料間不易發生內聚性黏著的效果。由於性質中特別是機械性能的較弱與柔軟，使用金箔片充填和恢復建立牙齒的形態將較其它材料為困難，部份的性質相比較見表10-3和表10-4所列。因此金箔較常用於小型且容易充填的病灶窩洞作復形用，對於較大的窩洞，由於必需費較長的時間才能完成復形，因此不被鼓勵使用。

一、各類型金充填材料

2. 鉑化金箔(Platinized Gold Foil)

此類金材料的製造與原金箔相似，其中祇是在鍍打處理前，在兩片金箔之間夾一層鉑葉(Platinum Leaf)材料，因此，鉑在此種金材料中佔15%容積比。鉑葉的添加或夾層對於充填時的硬度有明顯的增加，見表10-4所列。此種合金式的箔片主要用在壓力或有磨耗可能的填補部位，例如前齒的切緣，然而，在充填處理時將頗為困難達成，由於此種合金式的箔片強度也較佳，所以往往也被利用於充填時最表面的填補處理。

一、各類型金充填材料

3. 電解沈積式席金(Electrolytic Precipitate Mat Gold)

在製造此種席金時主要是利用電鍍的技術，在陰極上將沈積了疏鬆的席金，使用超音波振盪將之振落下來，而成為顆粒約10至20微米大小的金粒，然後將金粒以燒結(Sintering)方式熔成約3至6毫米寬的長塊狀。在質量大小方面席金比金箔為重，對於復形體的堆型較為方便使用，由於席金的結晶構造在熔接(Welding)效果上沒有金箔容易成均勻的物體，因此使用於充填表面時上常呈現孔蝕(Pitting)現象，在補救處理方面，乃使用鉑化金箔在表層作復形，可降低表現不完整的缺陷。

一、各類型金充填材料

4. 席箔(Mat Foil)

乃將席金置於在金箔夾層之間而成的金充填材料。在質量上較之單純金箔為重，同時由於席金外層包有金箔，所以此種材料可以同時用於窩洞內部和表層充填使用。

一、各類型金充填材料

5. 粉式金(Powdered Gold)

乃不同粒度大小的純金粉末混成的金充填材料，一般在製造成充填材料時，往往會在粉末中加入一些有機指示劑並將金粉壓成繩條狀，裁剪成不同大小的粒狀再以金箔包起來使用。同樣地，此種金材料由於質量較金箔為大，因此可以使用於窩洞內部和表面，但是操作時在表面處需要注意裂溝的形成，在充填時此種金材料的質量大，所以較速完成填補，由於粉粒將在填壓時散出進入窩洞，所以填補時窩洞的貼合較理想，為避免粉狀材料的密緻性不足，填壓方式宜以重疊式填壓(Stepped Condensation)並加入金箔以覆蓋金粒以完成充填。

一、各類型金充填材料

6. 合金式金(Alloyed Gold)

合金式金的製造主要是經由電解槽電鍍後，清洗和烘乾，最後切割成3至6毫米的小方塊，並外包金箔而成。商業產品常在純金粉中參加少量的鈣元素而成合金，然後將金粉粒以燒結處理，其過程與席金相同。包有席金的含鈣合金在臨床使用時較席金為方便、迅速，可直接用作窩洞的整體復形使用，但是在填壓處理時要注意使用重疊式的填壓，以避免出現斷層(Bridging)或外形過高(Overcontouring)的不良效果。

二、臨床操作處理

直接金充填材料的使用必需擁有一乾燥的工作區域，使用橡皮障(Rubber Dam)是必要的!在材料方面要經去氣(Degassing)處理以蒸發消除表面作覆蓋保護的氮氣層或濕氣，重新獲得一潔淨的金箔表面，使金材料在經填壓後獲得理想的內聚成型效果。

去氣處理可使用以下三種方式而達成：

1. 雲母托方法(Mica Tray Method)將多顆的金球粒置於雲母托上，以酒精燈加熱或是以電熱板熱處理，溫度約為攝氏454度，時間為10分鐘，見圖10-21和圖10-22所示。
2. 酒精燈法：將金球粒置在溫度約為攝氏593-649度的酒精燈火焰內加熱處理，球粒是以一金屬線(多為鎳鉻合金線)串連，置入火焰的藍焰部份加熱，直至金球粒呈暗紅灼熱狀態，過熱或熱不足夠將引起污染和影響充填效果。
3. 粉式金方法：由於粉式金材料在製作過程中曾加入有機指示劑，因此在熱處理時將球體的金屬線串起在火焰加熱，首先是有機物質的燃燒，火焰將呈黃色，然後是金材料的燒結至火焰呈暗紅灼熱為止，待冷卻後便可置入瓷洞內進行充填處理，加熱過久將使金材料碳化而難以填壓，加熱不足則出現碎裝變成粉狀的現象，此二者均會影響填補效果和品質。

在直接金充填復形過程中，除了材料的熱處理保持金材料的潔淨和獲得內顯效果外，填壓(Condensation)的方法和操作正確或足夠與否對金材料的成型十分重要。

粉式金材料一般可以用手壓式填壓方法達成充填，但是以0.5平方毫米的填壓工具時力量應保持2.7-3.6公斤才足以使粉末內顯成固體物質，而填壓器工具除了要考慮其尖端大小外，其形態也將影響填壓效果，通常以凸型有齒紋(Convex Serrated-Faced)的填壓器效果最佳。

綜合言之，填壓過程須考慮的因素有：

1. 填壓的力量大小；2. 進行填補牙齒的牙周狀況和支持程度；3. 填壓器的大小和4. 正確的重疊(Stepping)填壓處理。對於金材料進行直接充填後，復形物表面將形成一種固化現象(Work Hardening)，此種表面硬度增加現象在經過重疊填壓處理和表面研光處理(Burnishing)後將更為明顯。

肆、貴金屬鑄造合金(Precious Metal Casting Alloys)

牙科進行鑄造處理操作約自1900年左右，從當時開始，貴金屬合金便被採用作為復形體鑄造用的基本材料，含高量金成份的合金，傳統是作嵌體的鑄造使用，而牙冠(Crown)和其它金屬薄層牙冠均以金合金為主；後來發展成功的陶瓷融合金屬(Porcelain-Fused-to-Metal)牙冠牙橋早期仍有使用金合金材料，在1930年代低金的合金相繼研發成功，慢慢在臨床應用上含金量低的鈮合金和基底金屬為主的鎳合金有取代金合金的趨勢。

一、成份和性質(Composition and Properties)

貴金屬鑄造合金主要含有金、鈮和鉑(以上稱為貴金屬，Noble Metals)與銀，除此以外，更含少量的銅、鎳、鐵、錫和鋅。成分中的銅、銀、鈮和鉑主要是有助於合金的強化，而鐵和錫則在陶瓷融合金屬合金中也有強化作用，鎳、鐵和錫則可以在合金表面形成一穩定的氧化膜以提供陶瓷燒付時化學結合的基礎，有關主要的貴金屬其性質見表10-5所列。

一、成份和性質(Composition and Properties)

1. 高金合金(High Gold Alloys)

傳統牙科鑄造用合金含70%或以上的金，鈀和鉑。美國牙醫協會第5號規範乃對牙科鑄造用金合金依其性質分為四大類型(Types)，見表10-6所列。

第一類型金合金：根據美國牙醫協會第5號規範此類合金需擁有維氏硬度數50至90，屬於軟性合金，且延性方面也較佳，伸長度在25%至30%之間，降伏強度約在100至110MPa之間，臨床應用上適宜於低壓力部位的小型嵌體鑄造使用，可以利用研光(Burnishing)方式處理使復形體與牙齒窩洞邊緣的貼合更理想。

第二類型金合金：硬度的要求約在維氏硬度數90至120間，伸長度和第一類型相近，但是降伏強度則要較第一類型合金為高，所以屬中度硬度合金。臨床應用上，適宜於承受中度壓力之嵌體的製作，甚至單顆牙冠的鑄造用，第一和第二類型金合金一般又稱為嵌體用金合金材料(inlay Gold Alloy Materials)。

第三類型金合金：維氏硬度數一般在120至150間，所以此類型金合金屬於硬式合金，且可以進行硬化處理。臨床應用上適宜製作較薄的弘牙冠，金屬鑄造背架(Cast Backings)，牙冠，義齒基底和短式的牙橋等承受中度壓力之復形體。

第四類型金合金：屬於超硬式(Extra Hard)合金，在經硬化熱處理後，合金的硬度可以從維氏硬度數150上升至接近250，硬化處理後其機械性質例如降伏強度和伸長度等均同樣有明顯的改變。在臨床應用方面可以用於高咬合力之復形體，例如嵌體、義齒的基底或支架，牙冠和長式的牙橋等製作；此類合金也能熱處理而造成時效硬化(Age Hardening)。

第三和第四類型金合金又常稱為牙冠牙橋合金，且含有一高百分比的鈀和鉑作為硬化元素，且使金屬的色澤自金黃色變為淺黃色，當鉑的含量超過6%則合金更呈白色。

2. 低金合金(Low-Gold Alloys)

此類合金主要成份是金、銀、銅和少量的鈦。金含量乃由45%至60%之間，由於金價的昂貴，所以低金合金有漸取代高金合金的趨勢。市售產品中由於成本高，低金合金的金含量很少超過55%。但是也很少低於45%，後者可能在抗腐蝕能力方面會較不理想，因此多以鈦和鉛添加以提昇貴金屬的總含量。在機械性能方面，低金合金常與第三類型合金相近，擁有足夠的硬度，強度和中度的延性，但在應用上很少作嵌體的鑄造，但卻以製作牙冠為最常採用。

3. 鈦銀合金(Palladium-Silver Alloys)

基本上，鈦銀合金的機械性質與第三類型合金十分相近。在合金成份中如將銀的含量升高則將會增加合金的延性，但卻降低了合金的硬度和抗腐蝕性的能力。目前，此類合金有取代金合金成為牙冠，甚至牙橋製造的主要材料。一般而言，除了添加其它的金屬元素需進行熱處理外，鈦銀合金由於形成的是連續性的固溶體，所以通常不必進行熱處理，見圖10-25所示。

含鈦量高的鈦銀合金在組成成分中，一般其它的貴金屬含量通常均十分微量。銀合金在陶瓷融合金屬牙冠牙橋製作時，常出現由於銀的氧化作用關係，而導致牙冠牙橋邊緣變色的現象，因此，在應用時應注意選擇相容性較佳的陶瓷材料以避免邊緣變色的現象發生。

4. 陶瓷融合金屬用合金(Porcelain-Fused-to-Metal Alloys)

由於考慮到在應用時陶瓷將黏結在製成的金屬背架(Backing)上，其是否能提供一與陶瓷成堅固的結合能力是此類合金必備的特性，同時由於燒結陶瓷時是處於高溫狀態，冷卻過程金屬與陶瓷二者的膨脹係數應相匹配並能保持足夠的結合強度以發揮瓷牙的美觀和功能。除此之外，陶瓷融合金屬用合金所製造的復形體應能鑄造成薄片且維持有良好的降伏強度，不易因咬合作用力而產生變形或造成瓷層(Porcelain Veneer)的破裂。

貴金屬合金用於陶瓷融合金屬牙冠和牙橋製作者可歸納為三大類型，見表10-7所列。

- a. 第一類型：合金含超過90%的金、鉑和鈦等貴金屬元素，和微量的鐵、與錫作為硬化和結合劑。
- b. 第二類型：合金含約80%的金、鉑和鈦等貴金屬，和微量的鐵、鎳與錫和部份的銀組成。
- c. 第三類型：鈦銀為主所組成的合金。

用於製作陶瓷融合金屬牙冠牙橋的合金是現時各技工所最常用且重要的合金材料之一，而貴金屬組成的合金目前正面臨新研發成功以基底金屬(Base Metals)為主的非貴合金(Nonprecious Alloys)的競爭。

對於應用於陶瓷融合金屬牙冠牙橋製作的合金其基本性質的要求包括了優良的鑄造精確性，高降伏強度，適中的熱膨脹程度和理想的表面氧化特性以供陶瓷結合應用，其次是考慮其研光能力(Bunishability)。一般的貴金屬合金其所含的微量鐵、鎳和錫成份是提供理想氧化層的主要金屬來源，透過除氣熱處理(Degassing Heat Treatment)產生一層氧化膜披覆在合金的表面讓往後燒付的陶瓷能黏結上去。陶瓷融合金屬合金通常可利用熱處理而改善其原來的一些性質。在熱處理後將產生沈澱反應(Precipitation Reaction)，所以在燒付陶瓷步驟中將同時造成合金的強化和硬化作用，發生沈澱的金屬可為鐵鉑(Iron-Platinum)相合金和金錫(Gold-Tin)相合金。

二、熱處理(Heat Treatment)

除了第一類型和第二類型高合金以外，其餘的貴金屬鑄造合金均對熱處理產生性質和顯微結構的改變。軟化(Softening)熱處理乃一種均質化(Homogenizing)處理，其程序包括將合金加熱至較其固相溫度(Solidus Temperature)低攝氏約75度左右，並維持在該溫度10至30分鐘，然後，驟冷(Quenching)至室溫。

硬化(Hardening)處理則可透過下列兩種任一方式而達成：緩慢冷卻(Slow Cooling)或是恒溫熱處理。每種使用任一種方法最重要的因素乃是在軟化範圍(Softening Range)和室溫之間的某一臨界溫度(Critical Temperature)範圍所停留的時間。而此臨界溫度因合金成分而異，一般約在合金的軟化範圍溫度與室溫之間溫度之半左右，對於一第三類型高合金的典型熱處理程序為：軟化處理包括保持合金於攝氏700至750度約10分鐘，然後驟冷至室溫。硬化處理則包括保持在攝氏350至400度約10分鐘然後驟冷或緩慢冷卻至室溫。部分高熔點合金將需要在較高的溫度，維持較久的熱處理才能獲得較佳的軟化和硬化熱處理。

三、基本晶體結構(Basic Crystal Structure)

大部分的貴金屬鑄造合金擁有面心立方晶體結構(Face-Centered Cubic Crystal Structures)，經過適當的均質化熱處理後，大部份將轉化成單一相物質。硬化熱處理將形成多種相與其它晶體結構的沈積，且經硬化的合金可能含多種不同相的存在。大多數的合金內部多呈規律化(Ordering)的原子排列，也就是晶體結構內的原子重新排列的結果，在顯微觀察中也同時呈現特殊的顯微結構，見圖10-26和圖10-27所示。

四、鑄造體的顯微結構(Cast Microstructure)

大部份牙科鑄造合金在鑄造時其冷卻速率和成核速率(Nucleation Rate)均十分高且快速。因此，典型的鑄造體結構多包含細小均勻的晶粒(Grains)。陶瓷融合金屬用的白合金(White Alloys)除了使用晶粒細化劑(Grain Refiner)外，通常都是呈現大晶粒的結構，見圖10-28和圖10-29所示。

正常情況下，合金在接受一徹底軟化(均質化)熱處理後將呈現單一相結構。硬化處理結果往往出現一種非連續性晶粒界沈積(Grain Boundary Precipitate)，然而，以上的結構變化與硬化作用無直接關連，而一種次微觀的(Submicroscopic)連續性沈積於晶粒內部才是導至硬化的主要原因，此乃銀富(Silver-Rich)和銅富(Copper-Rich)金合金相的分離結果。合金在硬化作用中進行規律化變化時將會造成顯微結構的改變，因此，從處理後顯微結構的變化可估計軟化或硬化作用的效應。

伍、鑄造用基底金屬合金(Base Metal Casting Alloys)

在牙科採用的基底金屬合金(Base Metal Alloys)主要是以含鉻(Chromium Containing)的合金最為廣泛使用，且已超過60年的歷史。含鉻基底鑄造合金其特色是具有高強度和高彈性模數，低密度和成本較之金合金低廉，且抗腐蝕能力良好，由於以上的特性，含鉻合金目前已是製作活動局部義齒支架(Removable Partial Denture Frameworks)使用的主要材料，同時在固定鑲復(Fixed Prosthodontic)工作中也是普遍採用的材料之一。圖10-30為基本金屬鑄造合金其應用的範圍。

一、活動義齒用合金(Removable Denture Alloys)

用於製作活動局部義齒的合金成分通常以鉻金屬為主，配合鈷或鎳金屬而組成。在製造方面以局部義齒支架和全口義齒基底(Full Denture Base)為主。

一、活動義齒用合金(Removable Denture Alloys)

1. 鈷鉻合金(Cobalt—Chromium Alloys)

此類合金的成分大部份是以60%鈷，配合25%至30%鉻而組成，另外加上微量的鉬(Molybdenum)、鋁(Aluminum)、鎢(Tungsten)、鐵(Iron)、鎳(Gallium)、銅(Copper)、矽(Silicon)和碳(Carbon)等。矽將增加熔融合金的流動性和鑄造成功率(Castability)。鉬、鎢和碳是合金中硬化和強度增加的主要元素，然而碳含量若超過0.25%將造成脆化現象(Embrittlement)。

一、活動義齒用合金(Removable Denture Alloys)

2. 鈷鉻鎳合金(Cobalt—Chromium—Nickel Alloys)

目前此類市售材料大部份含50%鈷，25%鉻和19%鎳與鈷鉻合金一樣有相似的微量元素成分。銅含量約為3.7%和碳約為0.2%，較一般的鈷鉻合金此兩元素的含量是較明顯降低。

一、活動義齒用合金(Removable Denture Alloys)

3. 鎳鉻合金(Nickel—Chromium Alloys)

此類合金的鎳含量高達70%，鉻則為16%，其餘較重要的金屬含量約2%的鋁與0.5%的鈷。鎳和鎳將形成一金屬間化合物(Intermetallic Compound, Ni₃Al)。此化合物將增加合金的極限抗拉強度(Ultimate Tensile Strength)和降伏強度(Yield Strength)。添加鈷金屬1%於含鎳合金中，可使合金的熔點範圍下降約攝氏100度，並對金屬熔融時的流動性有促進影響和改良晶粒結構(Grain Structure)。

其它的微量金屬元素包括鉬、鎢、鎂、鈷、矽和碳。鎂和矽的作用均在增加合金在鑄造時的流動性和鑄造能力的提昇，鉬將增加合金的強度，鎢同樣會增加強度但卻降低合金的伸長度(Elongation)。碳的含量多在0.2%範圍左右，如果將碳含量調整至低於0.2%，則合金的降伏強度和極限抗拉強度便不足，但倘若多增加超過0.2%碳含量，則合金會過硬或太脆，因此過多過少的碳含量將會導致合金不適宜於牙科採用的後果。表10—8列出以上三種含鉻合金的市售成品其成分提供參考。

美國牙醫協會第14號規範對於牙科鑄造用基底金屬合金(Dental Base Metal Casting Alloys)的成分有所規定，其中鎳、鈷和鎳的總重量百分比不能低於85%，或是鉻不能低於20%，其它的合金成分必須滿足無毒性、過敏反應和腐蝕的試驗要求。在包裝說明方面需將成分中各元素含量精確度達0.5%以上詳細列出，並對部份可能造成人類健康危害的元素成分標示清楚和處理材料時的建議警告事項。規範中同時要求提供材料的伸長度，降伏強度和彈性模數的最低數值。

一、活動義齒用合金(Removable Denture Alloys)

4. 物理性質(Physical Properties)

熔解溫度方面，基底金屬元素所合成的合金較之金合金高很多，一般的熔解範圍約在攝氏1,399度至1,454度之間。經添加1%至2%的鉍金屬元素可將熔解溫度降低約攝氏100度左右。

經磨光的鈷鉻和鎳鉻鑲復體(Prostheses)，其表面擁有金屬光澤和銀白色調。在比重方面基底合金比金合金約輕一半左右，鈷鉻和鎳鉻材料其密度約為每立方厘米8至9克。在鑄造成鑲復體時較輕的質量對較大和範圍較廣的上顎支架較為有利。在鑄造過程中，基底合金線性收縮量卻是較其它合金為大，約為2.05%至2.33%。

一、活動義齒用合金(Removable Denture Alloys)

5. 機械性質(Mechanical Properties)

在硬度方面，基底合金約較第四類型金合金高30%，維氏硬度數約為370，因此，在支架修形和磨光時必須藉著一些特別的實驗性配件才可順利完成。

極限抗拉強度一般在621至828MPa之間，降伏強度則在414至621MPa之間，在0.1%或0.2%的偏位(Offset)與第四類型金合金比較二者相近。在彈性模數方面，基底金屬合金的鑄造體約為金合金的兩倍，相對地以基底金屬合金製成的鑄造結構其能扭曲的程度在彈性限界(Elastic Limit)內相同荷重的情況下祇有金合金的一半。

一般的局部義齒用鈷鉻和鎳鉻合金其彈性模數約為207GPa。基底金屬合金一般較脆，其伸長度(Elongation)將視鑄造溫度和鑄模狀況而定。鈷鉻合金經鑄造處理後其伸長度約為1%至2%，而鈷鉻鎳合金由於含有較其它含鈷基底材料為少量的鉛和碳成分，所以伸長度可達10%。

一般而言，含鈷鉻成分的局部義齒合金其機械性質將不會因一般的熱處理(Heat Treatment)而有所改良或被控制。但是，在高溫熱處理後仍可對性質有明顯的改變。軟化處理：熱煉溫度(Soaking Temperature)為攝氏982度，15分鐘，然後冷水驟冷，將可以改善可加工性(Workability)。再硬化處理(Rehardening)方面，熱煉溫度為攝氏704度，15分鐘，然後冷水驟冷，將可以增加牙科用鑄造體的韌性(Toughness)。表10-9所列乃市售產品的機械性質資料，以供參考。

一、活動義齒用合金(Removable Denture Alloys)

6. 化學性質(Chemical Properties)

由於口腔是一動態，溫度和酸鹼值不斷改變的環境，在實際臨床的經驗中發現局部義齒用合金如果其成分內含鈷，鈷和鎳的總重量百分比超過85%則將製造的義齒鑄造體在口腔內使用將具有良好的抗腐蝕能力和化學穩定性。從鋼鐵冷煉和不銹鋼的特性中可知，當合金中含鈷的百分比高於12%時，在合金的表面將會自動形成一層既薄且連續性的氧化鈷薄膜，此氧化膜的再生現象十分迅速，因此，可以造成合金表面鈍化(Passivation)和有抵抗腐蝕的能力。含鈷之合金容易被含氧的酸性溶液侵蝕，因此，以含鈷基底金屬合金製造之義齒支架應避免使用含氧的溶液，例如：漂白水，作浸泡清潔處理。

一、活動義齒用合金(Removable Denture Alloys)

7. 操作處理(Manipulation)

由於合金的熔解溫度高達攝氏1,300度或以上，因此在鑄造處理時不能使用一般石膏類包埋材料，祇能用耐高溫的磷酸結合或乙矽酸(Ethyl Silicate)結合包埋材料。除了能耐高溫外，以上耐高溫的包埋材料不會引起如石膏類包埋材料的硫化作用的發生，且熱膨脹也能補償鈷鉻合金等材料在鑄造後的明顯收縮現象。由於局部義齒支架的組織結構上較為不規則且為較大件的鑄造體，所以在鑄道的設計和鑄模氣道(Mold Venting)都必須十分注意，熔融合金時的溫度，鑄模的方面等都要小心操作，才能確保鑄造的成功。

一般熔融基底合金的方式多以高溫裝備，例如：氧/乙炔、氧/煤氣或電感應(Electric Induction)。並須注意避免金屬的過熱氧化作用發生，過高的鑄造溫度和過熱的處理將容易造成鑄造體出現氣孔性和合金與包埋材料成分的起化學的反應作用。鑄造體表面的氧化層和殘餘的包埋材料可用修磨或噴砂方式處理，至於蝕蝕處理在基底金屬合金鑄造體方面較不常採用。

一、活動義齒用合金(Removable Denture Alloys)

8. 缺點

對於基底金屬合金成分中，特別是鎳金屬最易引起使用者的過敏反應，尤其以女性較男性為常見。事實上臨床常見在配戴局部義齒後組織發生炎症或病變，往往大部份是義齒的設計不當所致而非材料引起的徵狀。總括而言，含鎳之基底合金其物理和機械性質均較金合金為優良，然而，在臨床應用含鎳基底合金時仍需注意以下的現象：

二、固定局部義齒用合金(Fixed Partial Denture Alloys)

含鎳合金通常多用作鑄造成陶瓷鑲面固定復形體的背架(Backing)或是金屬牙冠牙橋，目前此類基底合金可分為兩大類型。

1. 鎳鉻合金(Nickel-Chromium Alloys)

屬於此類的合金含鎳的重量比約11%—20%，配合微量組成的錳、鉛、鎂、矽、硼、銅、鈦、鐵、錫、鈦和鋁等和餘下均平衡(Balance)的鎳，約為62%至82%。另外添加自0.5%至2.0%的鈹。以上各類型合金經鑄造後的顯微結構如圖10—31所示

二、固定局部義齒用合金(Fixed Partial Denture Alloys)

2. 鈷鉻合金(Cobalt-Chromium Alloys)

此類合金的典型成分及含鎳的約由15%至32%，部份更含2%至6%的錳，其餘的微量成分包括錳、鐵、銅、矽、錫、鎂和鈦，配合均衡的鈷含量，約自53%至65%。

在合金的顯微結構和性質方面，牙冠牙橋用基底金屬的合金受所含微量元素組成影響其與陶瓷結合能力甚鉅，因此對於材料的性質，操作方面的特性應該依每種合金說明書的指示先行進行應用，才能獲得預期的成效。典型的成分將列於表10—10以供參考。

二、固定局部義齒用合金(Fixed Partial Denture Alloys)

3. 性質(Properties)

鎳鉻和鈷鉻合金其熔解溫度約在攝氏1,232至1,454度之間。鑄造體經正確磨光處理後表面都有明顯的金屬光澤，呈銀白色。在密度方面約為金合金的一半，為每立方厘米8克重。此類合金，母論是鎳鉻或鈷鉻合金都有較大範圍的硬度和強度，且通常較貴金屬所製成的牙冠牙橋為堅硬，維氏硬度數約在3000以上，極限抗拉強度在552-1,034MPa，降伏強度則在221至759MPa之間，箇中的差異均十分明顯。彈性模數則近207GPa，因此在選擇用作製造長橋體的時候，材料必須具備堅硬，高降伏強度性能才適宜使用，其中的性能表現見表10—11。

鈷鉻合金材料其伸長度較低，祇有2%至3%，而第三類合金則自15%至30%，在製作陶瓷鑲面時，基底金屬與陶瓷之間的鍵合強度與貴金屬與陶瓷之間相似。但是在使用於基底金屬時，鑄造體不必經去氣(Degassing)處理，合金表面便已形成一較厚的氧化膜，此可能影響金屬與陶瓷的鍵接結合。在抗腐蝕能力方面，部份鎳鉻和鈷鉻合金此合金有較強的電化學反應，較易腐蝕，其原因尚未明瞭，可能與其中所含的微量元素有關。

二、固定局部義齒用合金(Fixed Partial Denture Alloys)

4. 操作使用(Manipulation)

由於基底合金擁有十分高的熔點和需較高的鑄造溫度，因此，祇能採用耐高溫的包埋材料，例如磷酸結合包埋材料以進行鑄造處理，脫蠟時所需的溫度約在攝氏732至927度，通常是在攝氏815度左右。另一方面，高溫包埋材料雖然擁有較高的熱膨脹效應，然而，由於金屬在鑄造成型過程中的收縮現象十分明顯，一般鈷鉻合金約為2.3%，而鎳鉻合金則為2.0%。為避免鑄造出來的牙冠或冠蓋體(Coping)的尺寸大小不正確甚至過小的現象，在製作蠟型時往往預先在單齒模(Die)上離開邊緣部位約1毫米的周圍塗上一至兩層的單齒模空間液(Die Spacer)以提供空間作為膨脹不足的補償使用。

在熔融基底合金方面多採用高溫熔具(乙炔/氧氣、煤氣/氧氣和電感應)作為熔鑄使用，升溫時注意不能過熱，否則將造成金屬氧化並影響熔合金漿液的顯結(Coalescing)。為求修磨和磨光的迅速完成必須注意工具器械的正確選擇使用，特別是注意合金的高硬度與強度的特性。基底金屬合金特別是含鈹金屬成分在鑄造體表面將形成一層堅固的氧化膜，此層氧化膜使得鑄造體若須進行焊接(Soldering)更見困難。由於基底金屬合金的焊接操作困難，所以在鑄造操作中盡量以一體成型的方式鑄造，避免事後再行焊接的步驟。

在陶瓷融合金屬牙冠牙橋製作過程中，基底合金所鑄造製成的金屬背架表面的處理十分重要，從初步修磨的步驟起要特別注意修磨後的清潔處理，甚至以超音波振盪清洗，清除表面任何殘餘的碎屑和污染物質，以期獲得一無任何有機物質殘存的潔淨表面，讓陶瓷得與繼後形成的氧化膜進行結合。選用合金時注意說明書上的操作步驟並按部就班地處理，材料才會發揮其最佳的性能。

二、固定局部義齒用合金(Fixed Partial Denture Alloys)

5. 生物效應(Biologic Effects)

基底金屬合金的生物相容性(Biocompatibility)特別是含鎳或分是一直受爭議的原因之一。由於使用者所發生的過敏反應調查報告結果不一致，且發生率根據統計女性自9%至31.9%，男性則自0.8至20.7%不等。部份文獻報導某些處理鎳合金的工人有好發肺和鼻竇的肉瘤(Sarcoma)的傾向，因此懷疑與鎳合金有關。動物實驗研究發現會在種植後引起鼠類動物發生肉瘤。目前一般建議基底金屬合金的塵粒應妥當處理和避免吸入將可降低此類病發的危險。另外，鈹金屬對牙科從業人員健康的威脅則更為嚴重。著名的鈹毒症(Berylliosis)於是肺組織出現由於吸入含鈹的塵粒而引起的肉芽腫(Granuloma)病變。因此建議在操作處理含鈹合金時必須要在通風設備優良和適當保護下進行。

二、固定局部義齒用合金(Fixed Partial Denture Alloys)

6. 優缺點

以基底金屬合金取代合金作為牙冠牙橋製造使用提供了較高的強度、硬度且成本較低廉，同時由於硬度的升高造成咬合調整不易，磨光費時，另外鑄造處理的較困難和技術較複雜，工作時間較耗費等因素造成技術的費用較之合金為貴。同時，生物相容性也要對使用者作個別的安全的考慮。