

第四章 新型跨腕關節骨外固定器之設計

了解跨腕關節骨外固定器的功能性，與參考設計組合的設計概念和分析結果後，本章節將說明自行設計組合之概念與分析結果。

4.1 新型的設計組合

4.1.1 新型 Design-1 的設計說明與快速原型製作

本論文設計的第一款組合定義為 Design-1，如圖 4-1 和圖 4-2 所示，Design-1 主要是針對跨腕關節骨外固定器塑膠化的目標，故其幾何尺寸上較目前市面上的產品粗大才能保有一定的機械強度，分為 clamp-insert、pin-clamp、ball-connect、central-body 和 telescoping-shaft 等元件，clamp-insert 材料設計為高摩擦和變形量大的塑料，未使用 telescoping-shaft 時以 CAD 軟體量測全長為 180mm；如圖 4-3 所示，藉由元件 clamp 上的螺絲鎖緊壓迫 clamp-insert，clamp-insert 底部類似橢圓形的通孔設計是產生變形量的來源，產生 F 力使傾斜的骨針孔產生變形後與骨針緊密結合而固定骨針，且 clamp 螺絲孔為方便臨床上醫生的慣用手而設計成左右對稱；元件 ball-connect 主要考慮比 TRAUMA-FIX 大的幾何尺寸下維持其一定的旋轉運動量，故設計為旋轉量各 16 度的可拆卸式雙球接頭，如圖 4-3 所示，其分為上下兩部份以螺栓固定來達到加工方便與鎖緊的目的；central-body 其調整量亦為 20mm，而調整環因無法如金屬件夾緊固定於 central-body 內，因此設計為可拆卸式的元件放入 central-body 內達到微調的目的。

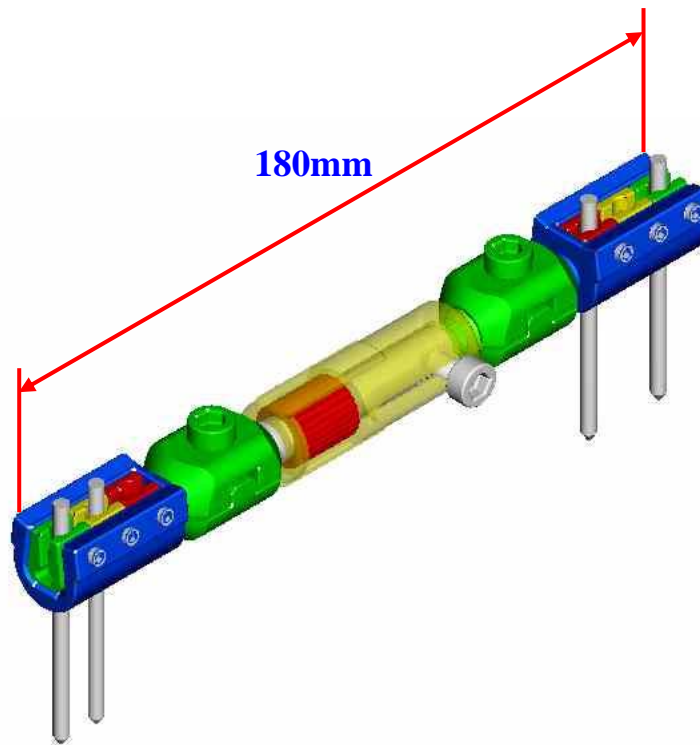


圖 4-1 新型腕關節骨外固定器 Design-1

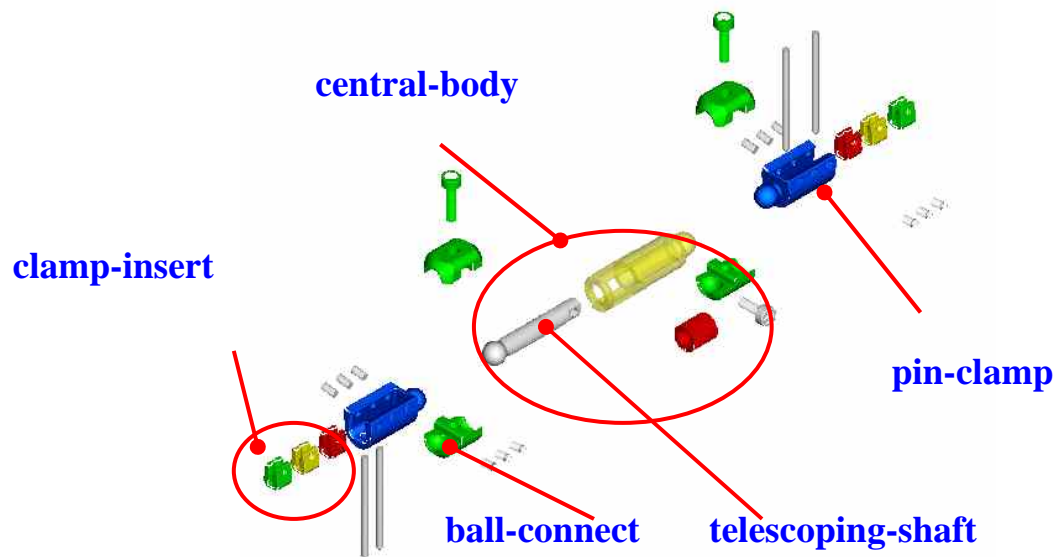


圖 4-2 Design-1 元件示意圖

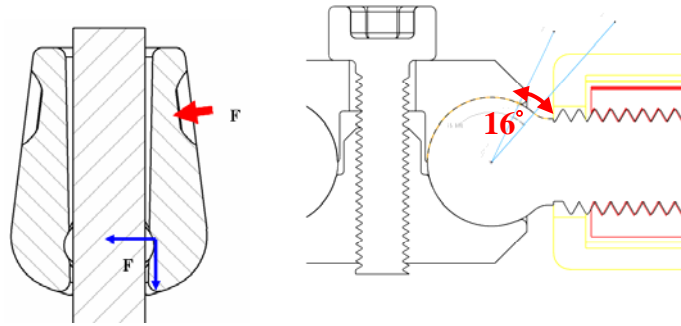


圖 4-3 左：clamp-insert 功能說明，右：ball-connect 幾何示意圖

Design-1 在功能性上使用 central-body 之設計，除了可依據病患體型調整整體長度外，最主要可利用螺紋傳遞動力功能來達到牽引整復的目的，可使創傷處復合至原來的位置；雙球接頭的設計是期望病患在復健情況下有良好的活動空間，可以轉動腕部預防術後腕部僵硬等後遺症。

快速原型製作如圖 4-4 所示，其為運動原型，在運動與尺寸對位上藉由快速原型製作驗證其無干涉發生，如 clamp-insert 和 clamp 的孔對位與球接頭旋轉的幾何尺寸或運動干涉等檢驗，在運動原型上發現 ball-connect 以上下模的拆卸式元件設計概念，應用上只要鬆開螺絲至一定程度其旋轉角度就不會局限在 16 度內，更有利於防止術後所產生的後遺症。



圖 4-4 設計組合 Design-1 的快速原型製作

4.1.1 新型 Design-2 的設計說明與快速原型製作

本論文設計的第二款組合定義為 Design-2，如圖 4-5 和圖 4-6 所示，Design-2 主要因塑膠化的機械強度考慮，所以幾何尺寸上也較目前市面上的產品粗大，分為 pin-clamp、clamp-insert、clamp-cap、central-body 和 telescoping-shaft 等元件，未使用 telescoping-shaft 時以 CAD 軟體量測全長為 165mm，其整體結構和以往的設計簡單，元件 clamp-cap 在球接頭中也是參考 Design-1 上下分離的概念，其設計與 pin-clamp 做結合，在復健時，可鬆開球接頭與 pin-clamp 部份，來做到旋轉加位移等運動，不但整體尺寸縮短也促使復健過程中腕部所需要的活動角度，central-body 與 Design-1 等設計概念相同，以螺紋傳遞動力方式將可根據病患體型做整體調整與牽引整復的功能，而 clamp-insert 主要是藉由螺帽鎖緊壓迫使骨針和螺帽對骨鉗產生一定的摩擦力來達到固定的目的，如圖 4-7 所示，且此設計概念使骨針和 pin-clamp 之間多一個自由度調整方向。

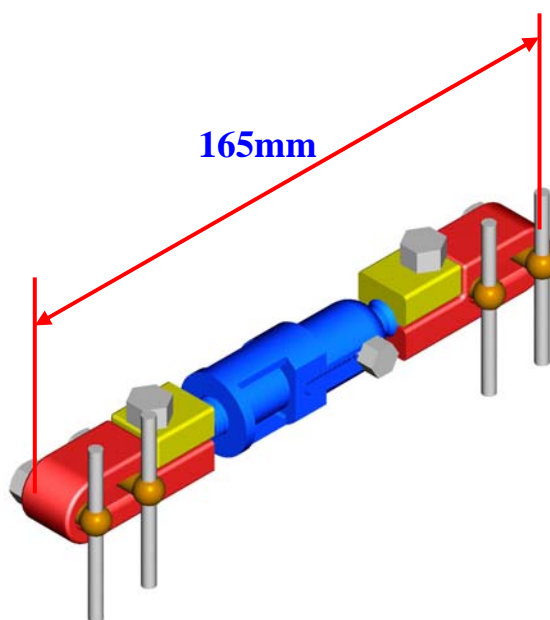


圖 4-5 新型腕關節骨外固定器 Design-2

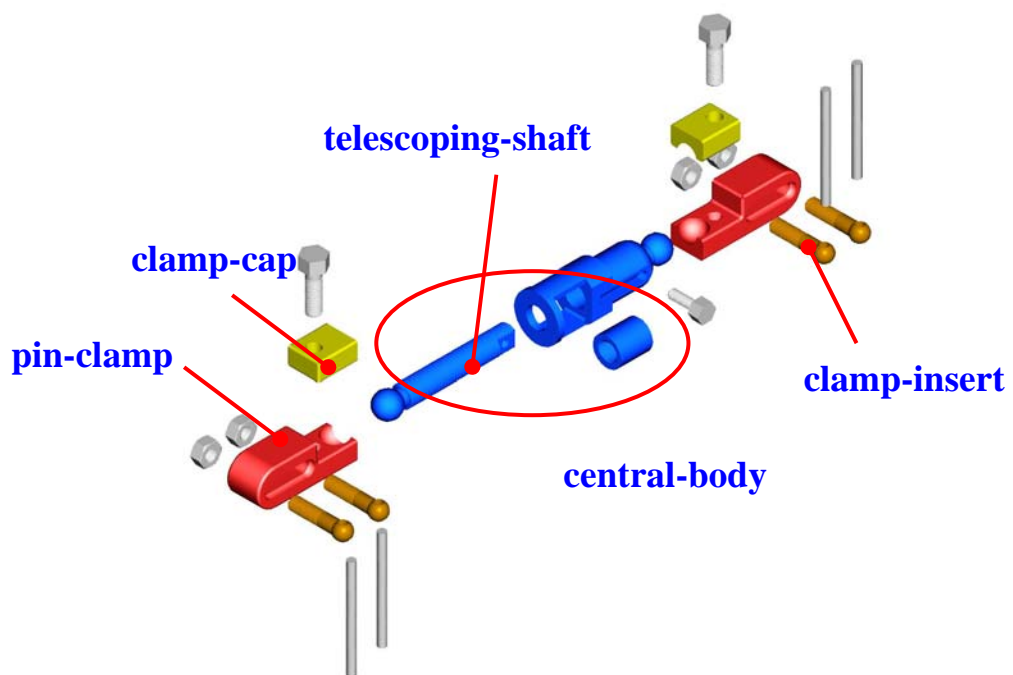


圖 4-6 Design-2 元件示意圖

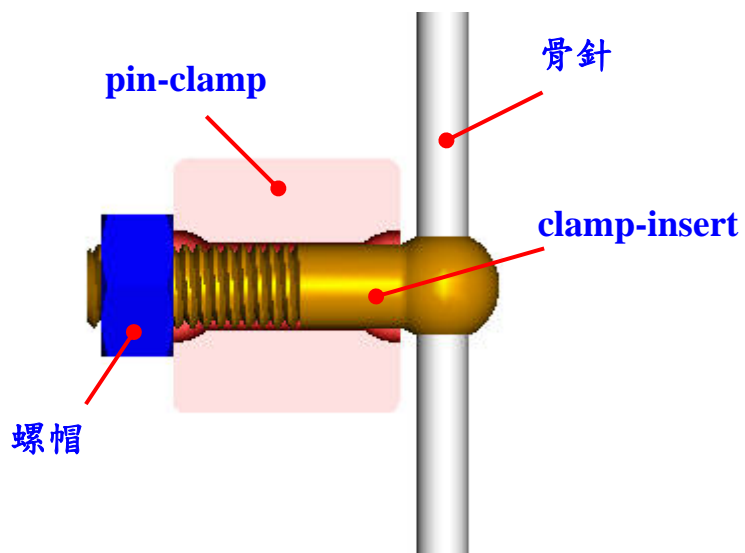


圖 4-7 元件 pin-clamp 剖視示意圖

Design-2 之設計利用 central-body 內的螺紋來達到整體調整與牽引整復的功能，而球接頭設計在 pin-clamp 上不但能縮短整體設計長度，亦可防止術後腕部僵硬等後遺症。

快速原型製作如圖 4-8 所示，為運動原型，在運動與尺寸對位上藉由快速原型製作驗證其無干涉發生，其 clamp-insert 和 pin-clamp 會先藉由螺帽對骨釘產生拉力並鎖緊至一定程度產生摩擦力，且骨釘和 pin-clamp 之間多一個自由度，方便醫生選擇骨釘打入位置，ball-connect 旋轉的角度可根據螺絲鬆開程度而定，有利於防止術後所產生的後遺症。



圖 4-8 設計組合 Design-2 的快速原型製作

4.2 新型設計 Design-1 的分析結果

在本論文導入 CAE 的目的是與參考設計做位移量之比較，且分析結果也可得知其設計是否超過材料之降伏強度，來滿足塑膠化跨腕關節骨外固定器的設計需求。

Design-1 位移變化圖如圖 4-9 所示，以 PC-30N 為例且其圖面變形比例為 1，點選量測位置後所整理的 9 組專案資料如圖 4-10 所示，材料 AI 中的位移量與施力呈正比關係，而所選用的塑膠材料 PC 和 ABS 在此設計組合中影響不大，以相同施力 30N 下 ABS 和 PC 的位移量差距為 1.1 倍為最大差距值，這代表此設計方法可避免材料的影響，而固定器本體所承受的應力如圖 4-11 所示，其應力

集中靠近在拘束端的球接頭之位置，Design-1 在材料 PC 和 ABS 所承受的應力整理如圖 4-12 所示，材料 ABS 和 PC 在 30N 時才將要到達其降伏強度 42.5MPa 和 65.5MPa。

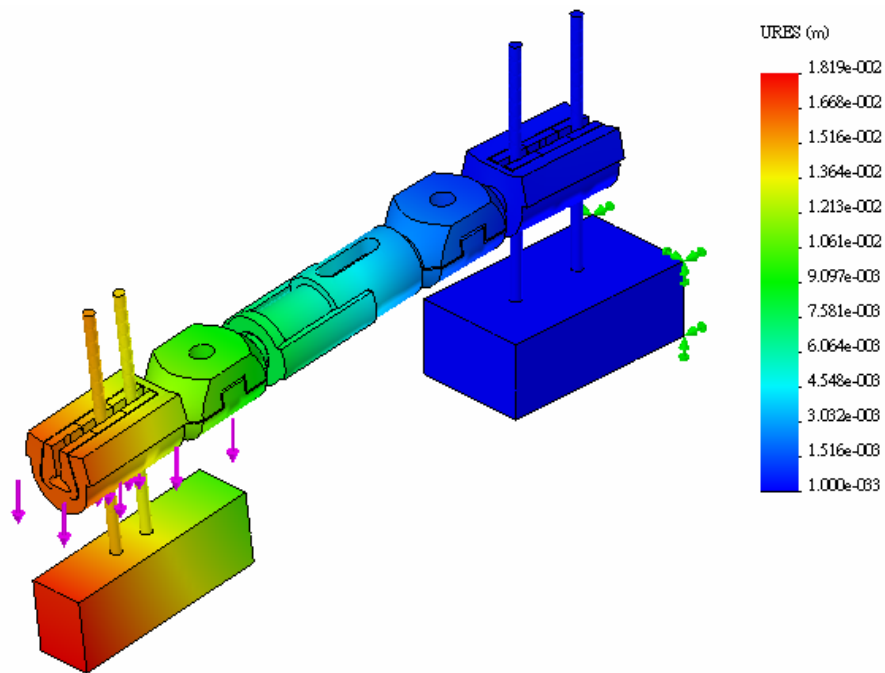


圖 4-9 Design-1 位移變化圖(以 PC-30N 為例)

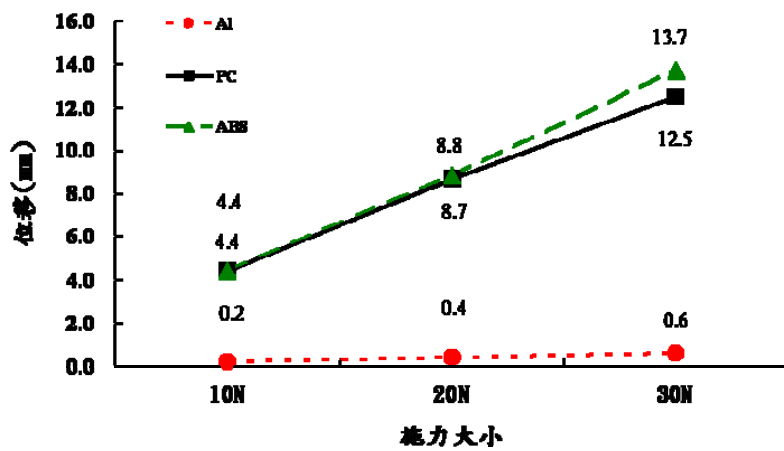


圖 4-10 Design-1 的 9 組專案之位移量測值

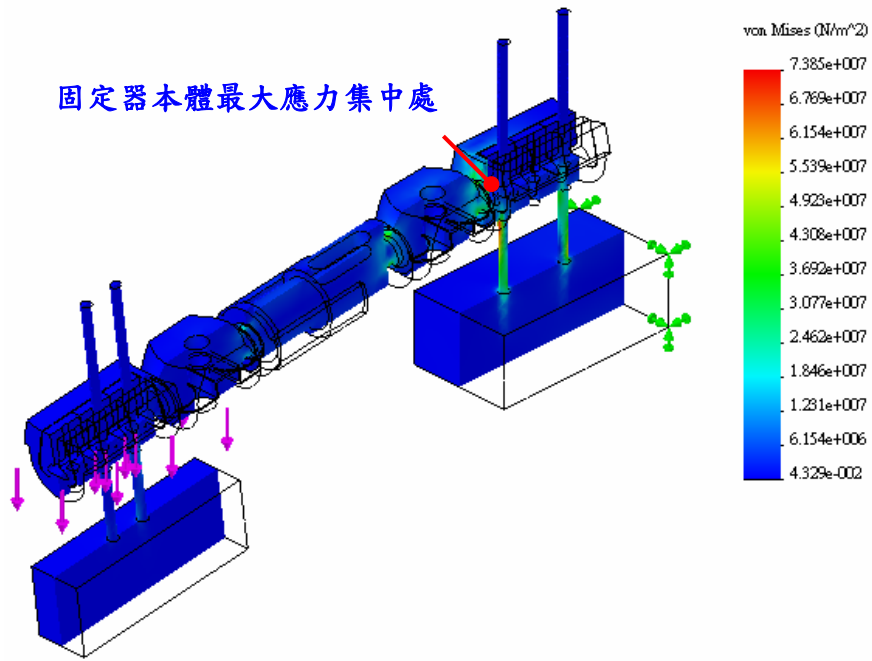


圖 4-11 Design-1 應力分佈圖(以 PC-30N 為例)

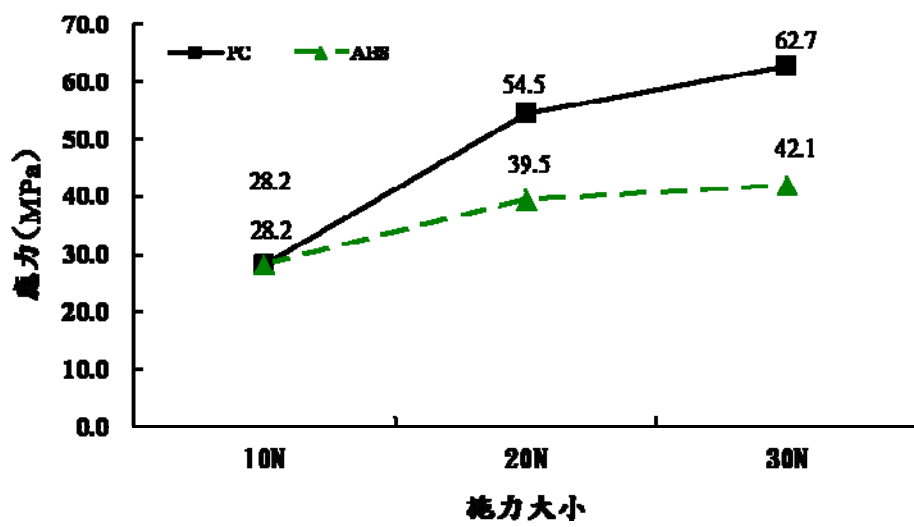


圖 4-12 Design-1 材料 PC 與 ABS 所承受的應力值

所以設計組合 Design-1 在材料強度上皆合乎腕關節骨外固定器的穩定性，雖然 PC 和 ABS 過大的位移量不適合用於患者上，但其相近的位移量能提供醫生在臨床上的參考價值。

4.3 新型設計 Design-2 的分析結果

本論文設計組合 Design-2 的分析結果如下：

Design-2 的位移變形圖如圖 4-13 所示，以 PC-30N 為例且其圖面變形比例為 1，點選量測位置後所整理的 9 組專案資料整理如圖 4-14 所示，材料 PC 和 ABS 所產生的位移量相同，所以在此設計組合在施力 30N 之下，PC 和 ABS 對位移量的影響無差異性，其固定器應力集中如圖 4-15 所示，以 PC-30N 為例，固定器本體應力集中位置亦在拘束端的球接頭部份，Design-2 在材料 PC 和 ABS 所承受的應力整理如圖 4-16 所示，相同施力 30N 下 PC 和 ABS 所承受的應力分別為 36.3MPa 和 36.1MPa，未到達其降伏強度。

所以設計組合 Design-2 在施力範圍內，其應力集中值遠小於材料的降伏強度，而位移量也小於 10mm。

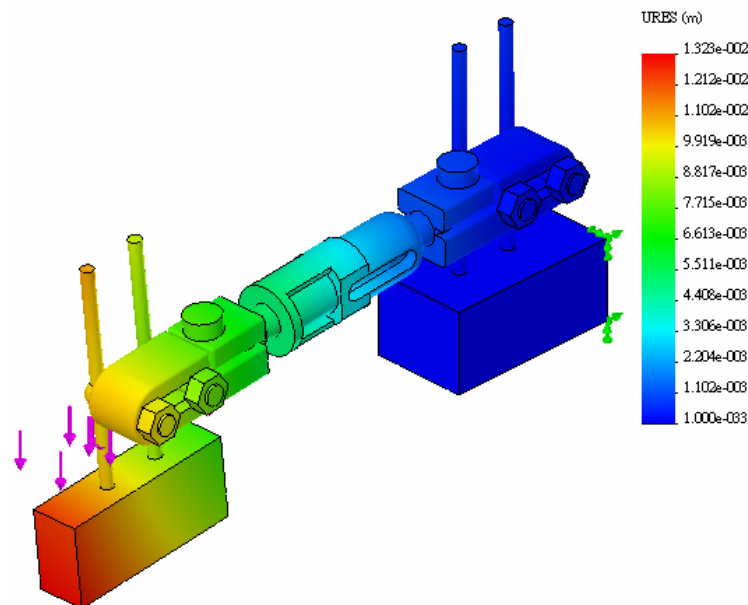


圖 4-13 Design-2 位移變化圖(以 PC-30N 為例)

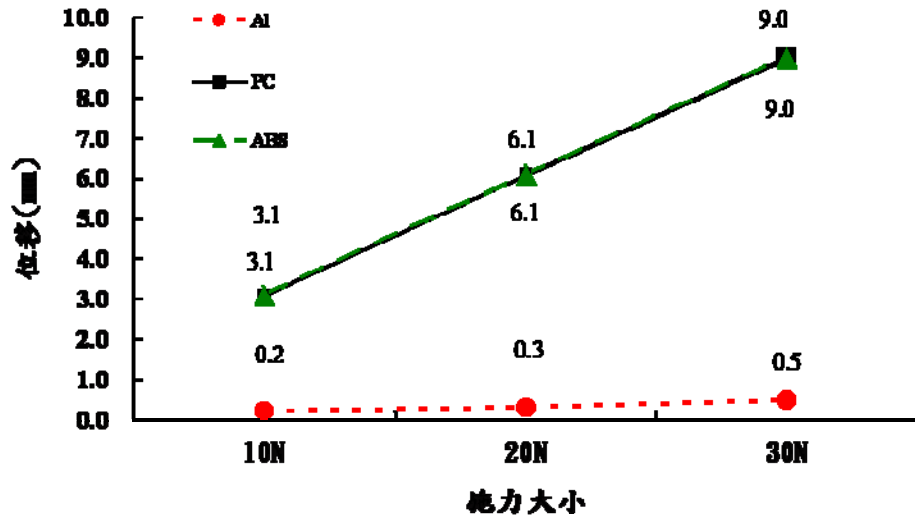


圖 4-14 Design-2 的 9 組專案之位移量測值

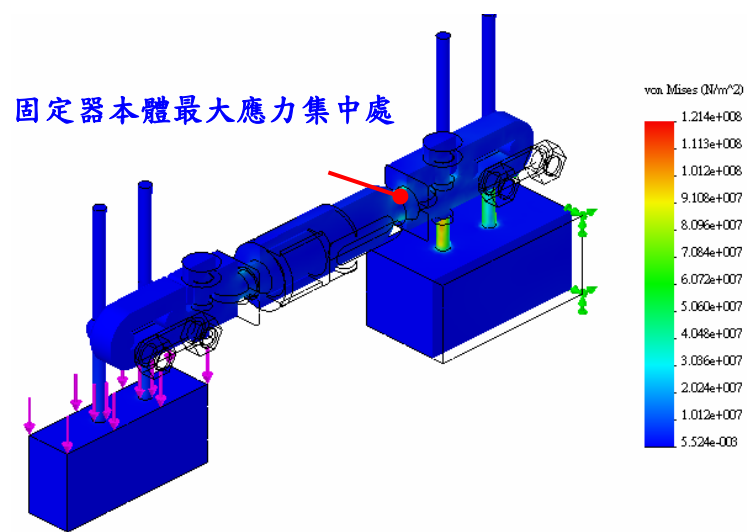


圖 4-15 Design-2 應力分佈圖(以 PC-30N 為例)

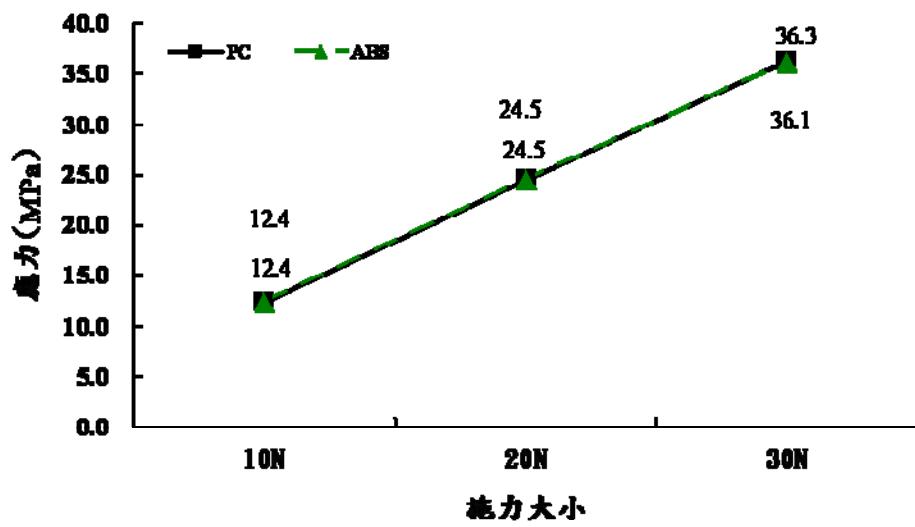


圖 4-16 Design-2 材料 PC 與 ABS 所承受的應力值