



12-1-1977

上肢截肢義肢感覺供應系統

德明 朱

Follow this and additional works at: <https://rps.researchcommons.org/journal>



Part of the [Rehabilitation and Therapy Commons](#)

Recommended Citation

朱, 德明 (1977) "上肢截肢義肢感覺供應系統," *Rehabilitation Practice and Science*: Vol. 5: Iss. 1, Article 9.
DOI: <https://doi.org/10.6315/3005-3846.1541>
Available at: <https://rps.researchcommons.org/journal/vol5/iss1/9>

This Material is brought to you for free and open access by Rehabilitation Practice and Science. It has been accepted for inclusion in Rehabilitation Practice and Science by an authorized editor of Rehabilitation Practice and Science. For more information, please contact twpmrscore@gmail.com.

上肢截肢義肢感覺供應系統*

美國北科羅林納州

杜克大學醫學中心矯形外科教授

Frank W. Clippinger

朱德明 譯

凡從事於上肢整形手術的外科醫師們，對手功能感覺的重要均深戒心。感覺除保護組織任務之外，壓迫的知覺作用及兩感覺點辨別力均極重要，但通常經整形後手部短缺機能情況之下，這些作用均無法實現。

習慣上，截肢者配裝一支手鉤或義手，但這些都完全缺少感覺。彼所接收的任何一種感覺刺激，乃從遠心感覺點……如像殘肢圍周，懸掛帶接融之皮膚，眼睛與耳朵等……而來。在新型外附動力義肢中，甚而連些感覺也付缺如。唯一例外乃是肱二頭肌隧道成形術 Cineplasty 由管壁與通過其中之橫槓間所產生之壓力仍可感覺到。然而此種成形術未得廣泛採用，最主要的是因為很難使管中深部皮膚保持完好情況。

感覺的缺如仍為很多上肢截肢者，在配用義肢後很短的一段時間後就放棄使用的主要因素之一，彼者甚或僅用之作為美觀的裝飾品，因其僅且有有限的機械功能。

為使提供上肢截肢者感覺，故有幾種嘗試。但大多數均依靠以傳送一個電刺激到皮膚遠方來提供給患者消息，或經由一個助聽器的耳塞作出聽覺訊號。

Wi lms 及 Siehlow 兩氏，早在 1950 年代以訓練截肢者，使用幻痛感覺為一回輸機械作用而再行動作與功能相關連。

另外一種由日本大阪大學的 Kawamura 及 Sueda 兩氏，在 1969 年所作的系統，乃以一個機械電動器來刺激殘肢之皮膚，電動乃由一個置於改造過的主動張開的多倫斯手鉤 (Dorrance Hook) 中的力表 (Strain gauge) 引發。

杜克大學神經外科學系的 Blaine Nashold 氏曾使用一埋置體內裝具使脊索背柱或周圍神經興奮以減輕頑硬性疼痛。此裝具乃係一誘導地聯結而埋置在體內的接收窄帶。聯結的變壓器，附有寬的中心頻率 $2.05 \text{ MHz} \pm 1.0 \text{ kHz}$ 極型探測器，其直徑約 2.9 cm 及厚約 0.9 cm 放出力乃為一聯結的電容性搏動，而在神經內產生一種環形網狀直接電流，其速率，放大能及搏動寬度均由一外傳導器所測定。整個裝具包含於一生物適應塑膠中內其外並塗有醫療用級 Silastic 而可由蒸氣或空氣消毒。

Rancho Los Amigos 的 Mooney 氏，及其同伴也曾用一相類似的體內埋置接收器以作中風病患 Peroneal 神經興奮刺激之用。

此一裝置，似乎甚合邏輯，因為此一或類似原理能提供感覺上的興奮刺激以解說自義肢末端裝置的壓力。

設若殘肢中之正中神經祇在手鉤或義肢搏動索中之 transducer 刺激興奮，則所產生

*本文係介紹新式肌電反應上肢義肢之原理及實驗，頗具研究及新知介紹價值，故特請強生義肢公司負責人葉明哲先生（曾在杜克大學研究義肢）將該文借用譯刊。

的精神上印像應為該神經的周圍分佈……主要的在姆指的 V o L a r 面, 食指及中指, 進而言之, 假若電壓能保持在一舒適水平及頻率增加, 則一種真實 Proportional 系統可能產生。

以此裝置作為一回輸機械作用的原始研究業經完成, 下列所列標準應予改慮: 最初研究患者應肘下截肢者, 以減低義肢使用上的機械問題; 截肢者應善於使用傳統性義肢, 並應無幻痛肢之特殊問題。

應使用自動合口型式手鉤, 而便於調節壓力。一隻無鎖舌的 APRL 機械義手也經選用。當其強迫截肢者“拿穩”一樣東西, 而認為是一種正常的功能, 同時去除鎖舌將減少拉開手鉤鎖舌所必要的額外的力及後繼壓力增加在所有其他方面, 義肢將是傳統懸掛及操作方式。

電 子 組 件

一個拉力表將被裝置在手鉤的靜止指或控制索內。此系統內將包括一個拉力表的擴大器及傳送器, 並應全部包含在義肢內部, 包括電源, 以避免使用帶形電池墊及外附的鋼索。

外 科 手 術

體內埋置物應置於皮下並避免影響任何義肢部份。通常上臂內側位置將可採用。

刺激電極應儘可能位於遠心端以避免可能的發動刺激及從殘肢一套筒接觸面所產生的次生感覺回輸。迄今有三位患者業於體內埋置接收器。

病例一、

三六歲, 右前臂中間截肢。於 1970 五月其左手曾有碾傷歷史。截肢手術後曾配裝傳統性肘下義肢, 併用主動張開手鉤。回復至棉花工廠工作。接收器埋置術於 1971 五月施行。傷口癒合後, 即開始以已知伏特數及頻率數作電測驗。使用由背柱刺激器的刺激盒。

患者對感覺的陳述如下:

電量水準於約 0.7 伏特時, 獲得舒適的 Paresthesia 此 Paresthesia 傳至姆指, 中指及食指頻率增加從 0 到 30 Hz, 震盪增加, 在 35 至 100 Hz 之間, 意識上的印象仍是握拳。

所用義肢係一傳統性肘下雙壁套筒, 屈肘, 8 字固定帶及三頭墊義肢。使用鎖舌去除之 APRL 手鉤。並於其靜止指上加上量力表 (Strain Gauge)。力量表擴大器, 傳送器及電池則包含在手腕部及殘肢間前臂空間處。

電源包括 9 V 傳送電池 (Transistor Battery) 一個及 3 V 閃光電池 (photoflash battery) 一個。開關及伏特調節也一併使用。外面的天線用魔術帶 (Velcro Strap) 固定在上臂體內埋置物上面。

外面的電子包括一個力量表橋與一高感度擴大器相連, 其出放乃用以測定未控制搏動發生器之頻率, 發生器則又與一單擊搏動發生器相聯。此一組合放出 0.200 msec 間期之搏動而用以聚集高感頻率震盪器至 2 mhz 刻度。

此訊號更予擴大並將其與外在的聯接圈或天線相連。因此傳送器的出放量乃在 0.200 msec 間期及每秒 0 到 150 搏動率相成高頻率能的爆發。

重複率乃由力量表所測得之力量所定。傳送器之振幅可在 0.1—6 伏特間。

當力量表在平衡狀態時, 電橋擴大器出放則為 0, 此可使未控制搏動發生器停止, 力量表的設計乃以義肢未工作時, 則使其平衡。因此當義肢未使用時, 感覺回輸系統則

關閉。

病例二、

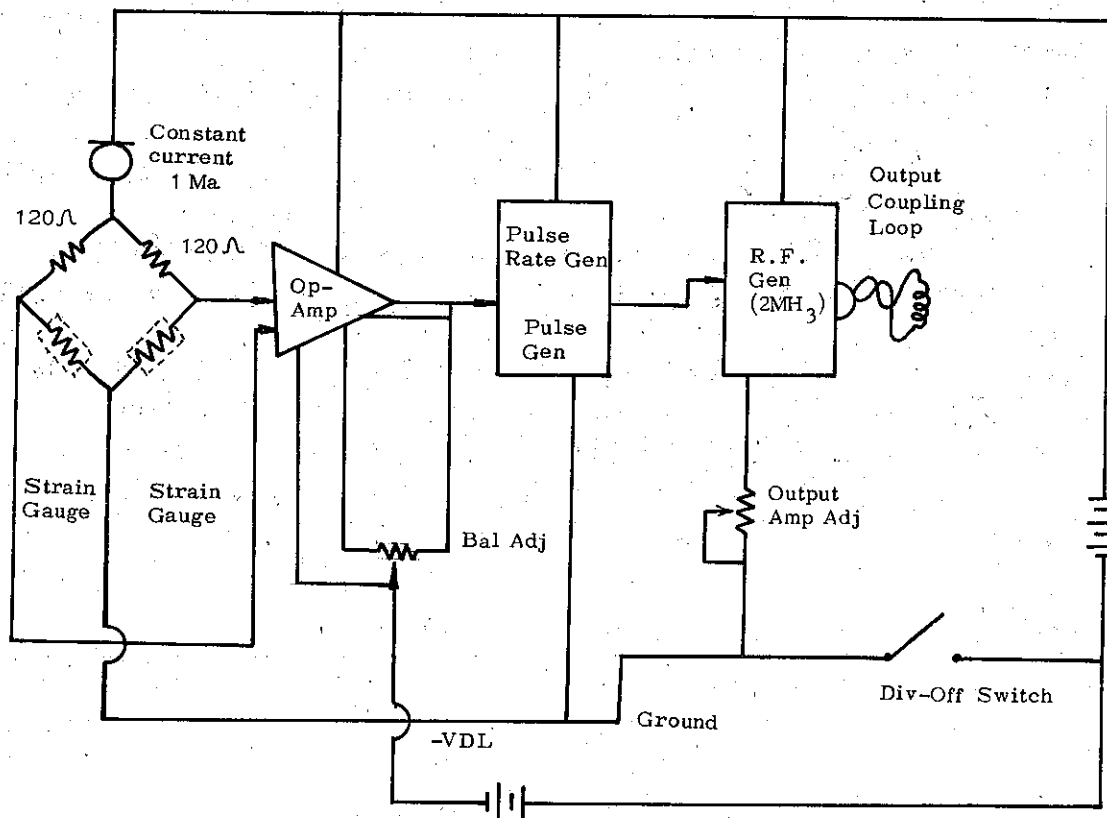
三十歲習慣用右手電工，左肘下截肢（前臂中央），服務於北科羅林納州之大學擔任電子技術員。

在1972二月行嵌體手術，體內埋置物與第一例相同。

在用刺激器 (Stimulator) 行電測驗時，其陳述亦與第一例相同。患者曾配裝與第一例相同的義肢，但唯一不同處是使用經過改進的第二代電子包。故而使用橢圓形手腕組件，以便容納。電子包固定在一鋁盒內……原始型則懸吊其間。力量表則裝設在控制鋼索的遠心端，同時電力來源則予簡化而只有一個9 V電池。

病例三、

慣用右手的三六歲南科羅林納州學校校長，在1966年因網草機意外而將右前臂損傷截肢。曾配裝傳統式義肢附帶鋁質主動張開式 Dorrance 手鉤，嵌入術於1972年十二月施行，報告當時，義肢尚未裝配。



彼對試驗刺激器之反應大致與前二例相同，而感覺伏特數為 0.7 V，及震動至握拳轉度的主觀感覺約在 35 Hz，持續至約 100Hz。

患者反應

第一例自 1971 九月起每日穿戴其義肢，第二例則自 1972 八月起。僅需之訓練只是使他們熟習其新義肢。兩位陳述自測驗刺激器所獲感覺相同。對改成主動合口系統或持定 (hold on) 的需要均無問題。對感覺性回輸的主觀反應亦相似。兩位指陳新義肢甚像他們的正常手，但他們仍有一些問題當面對小的及易碎物品無良好了解。到目前為止尚無任何增加伏特數。三位握拳感覺時相同性，實使人驚異。此可能係由於除向心神經纖維受驅動外，同時肌刺激之間接回輸有關。

結論

此一研究之結果說明此一基本觀念乃是正確的……在有對各種不同程度的壓力及精神意識的介說下，生理上神經系統的興奮刺激可由使用一體內植入的誘導電力的周圍神經興奮刺激器並將其伏特水準訂於舒適程度時則可獲得。此一系統，事實上，乃提供義肢末端器官 (Prosthetic end-organ) 及周圍神經。

簡單的量力表 (Strain Gauge) 乃是一適切的周圍電功率轉送器 (Transducer)。然而，較複雜壓力轉送器裝置於手鉤或義手的手指上時，將會給予更精細的訊號。

對肘上及肘下截肢再作進一步的試驗乃是必要的，當使查出所發現事實的一致性 & 使此一裝置更獲改進完美。此結果的主觀性使一系列的病患以證實此一概念在其日常使用中其效率，可靠性及實用性均屬必要。

利用額外的轉送器，尤其是摩擦及自動 (Proprioception)，無論其有無尺及橈神經的額外興奮刺激，均應試驗。

理想上言，外置的電子包應予縮小以便使此一系統可應用於長肘下截肢及腕關節截肢患者，肌電義肢及那些有不能去除周圍經神病灶的非截肢患者。

最終效果，乃是將感覺回輸系統 (Sensory Feed Back System) 與肌電動力控制 (Myoelectric Motor Control) 相接連而產生一真實地自含的“腦操作 (Brain Powered) 義肢 Prosthesis”。

除此之外，此一系統仍有某些新問題。我們是否能確實地利用經由電子體內置物多重轉送器的訊號，傳送到神經小束，以提供某些相像的兩點辨別力 (Two Point Discrimination)? 或者，我們能否利用機械性手緊張支架 (Hand Splint)，以刺激其病灶上的脊索而提供四肢麻痺者的感覺? 這些均將留待以後研究，但吾人深信這些都是值得一試的地方。