# **KỊCH BẢN THUYẾT TRÌNH**

|  |  |  |
| --- | --- | --- |
| SLIDE | Thời gian | Nội dung |
| **1**  (Tiêu đề) |  | **Thùy :** Xin kính chào quý thầy và các bạn, em tên là Lê Thị Minh Thùy, và bạn em tên là Dương Văn Bình, chúng em là sinh viên khóa 2011 ngành Công nghệ Kỹ thuật Điện tử, truyền thông, bộ môn Điện tử công nghiệp, khoa Điện – Điện tử.  **Bình :** Xin kính chào quý thầy và các bạn, đến với buổi bảo vệ đồ án tốt nghiệp ngày hôm nay, chúng em xin phép được bảo vệ đề tài: *Thiết kế và thi công máy trợ thở bóp bóng tự động*. Đề tài được hướng dẫn bởi Thầy: TS. Nguyễn Thanh Hải. |
| **2**  (Nội dung) |  | **Thùy:** Đề tài của chúng em sẽ mô tả thiết kế và thi công một máy trợ thở bóp bóng cầm tay giá thành rẻ, sử dụng động cơ bước để điều khiển cơ cấu bóp bóng với bộ điều khiển dùng vi điều khiển PIC16F887, bên cạnh là hệ thống hỗ trợ thông tin module SIM900A để thông báo qua điện thoại cho bác sĩ hoặc người nhà bệnh nhân khi nguồn điện xảy ra sự cố.  **Bình:** Nội dung báo cáo gồm có 4 phần: phần đầu tiên là tổng quan đề tài, sau đó là thiết kế phần cứng và tính toán giải thuật, phần thứ ba chúng em sẽ trình bày kết quả thực hiện và demo chạy thử sản phẩm, cuối cùng là kết luận, hạn chế và hướng phát triển của đề tài. Sau đây bạn Thùy sẽ trình bày tổng quan đề tài. |
| **3** (Tổng quan đề tài) |  | **Thùy** :  (*Đặt vấn đề*)  Bệnh về đường hô hấp, chấn thương gây suy hô hấp đang trở nên ngày càng nghiêm trọng bởi ô nhiễm không khí, hút thuốc lá và đốt nhiên liệu. Hiện nay trên thị trường có nhiều loại máy trợ thở nhưng giá thành lại quá cao, nếu xảy ra thương vong hàng loạt do thiên tai, dịch bệnh, rò rĩ khí độc hại thì sẽ không đủ máy trợ thở cứu người. Xin kính mời hội đồng và các bạn xem các video sau:   * Video 1: cách nay khoảng 10 năm, dịch cúm A H5N1 là một trong những đại dịch gây tổn thất lớn cho nước ta. * Video 2: Thiên tai như sóng thần ở Nhật Bản năm 2011, bão Haijan ở Philippin 2013 hay mới đây nhất là động đất ở Nepal năm 2015 đã khiến cho nhiều người bị thương vong. * Video 3: Rò rĩ khí độc hại từ các nhà máy hóa chất cũng là một trong những nguyên nhân ảnh hưởng đến hô hấp của con người.   Chính vì vậy, cần thiết phải có những máy trợ thở có thể lưu động trên xe cứu thương, đến vùng sâu vùng xa nhưng giá thành rẻ và có thể thực hiện đầy đủ các chức năng trợ thở cơ bản. |
| **4** (Tổng quan đề tài) |  | **Thùy:**  (*Cơ sở thực hiện*)  Có hai phương pháp chính để phân phối khí trong máy thở. Phương pháp thứ nhất là sử dụng nguồn áp cố định để liên tục cung cấp không khí, phương pháp thứ hai mang hơi thở bằng cách nén bình chứa không khí. Đề tài chọn phương pháp thứ hai vì phương pháp này không phụ thuộc vào nguồn áp lực dương hoạt động liên tục, giảm được yêu cầu về năng lượng và không phải khó khăn, tốn kém trong việc sửa chữa các thành phần khí nén. Trong khi hầu hết các trường hợp khẩn cấp máy thở xách tay được thiết kế với các thành phần tùy chỉnh phức tạp, đề tài chọn cách tiếp cận trực giao hơn để hướng đến *đối tượng nghiên cứu* chính là “**bóng Van – Mask**”, hiện thân đơn giản nhất của một máy thở di động. Sau đây là video mô tả hoạt động của bóng mask. |
| **5** (Tống quan đề tài) |  | **Thùy:**  (*Trích dẫn đề tài liên quan*)  Trên thị trường có nhiều loại máy trở thở cầm tay được nhập khẩu từ nước ngoài. Trong hình là một ví dụ điển hình. Máy trợ thở LTV® 1200 nặng 6.3kg và có tính năng giúp bệnh nhân từ từ ngừng chịu sự hỗ trợ của máy trợ thở. Sự phức tạp của nó sẽ nâng cao chi phí lên đến vài nghìn đô la (khoảng 15,000 đô la Mỹ [47] ), một mức giá cao hơn nhiều so với mức giá mục tiêu của đề tài. |
| **6** (Tổng quan đề tài) |  | **Thùy:**  (*Trích dẫn đề tài liên quan*)  Trên thị trường Việt Nam có nhiều loại máy thở xách tay nhập khẩu từ nước ngoài nhưng giá thành các máy thở khá cao nên đã xuất hiện một số máy trợ thở chế tạo tại Việt Nam. Vấn đề máy thở đã được sự quan tâm không chỉ của Chính phủ mà còn bởi người dân,… Năm 2005, Thủ tướng Chính phủ đã giao Bộ Khoa học – Công nghệ triển khai chế tạo máy thở với giá thành mỗi chiếc ước tính khoảng 500 USD, rẻ hơn so với giá 4,000 USD của một chiếc máy thở ngoại nhập. Ngoài tính năng hỗ trợ thở, máy thở do các nhà khoa học Việt Nam chế tạo cũng có chức năng diệt vi khuẩn do bệnh nhân thở ra và cũng có thể dùng hỗ trợ thở cho những bệnh nhân mắc bệnh hen suyễn.  Xuất phát từ nhu cầu thực tế khi có người thân bị bệnh và cần phải bóp bóng trợ thở liên tục bằng tay, ông Hồ Tăng Hoạt (một nông dân bình thường tại tỉnh Ninh Thuận) đã chế tạo thành công máy bóp bóng thông khí trợ thở y tế sau gần 3 năm tự mày mò nghiên cứu. Máy khá gọn nhẹ, nặng khoảng 1 kg, có nút điều chỉnh số nhịp thở/phút, nút điều chỉnh thể tích thông khí, tốc độ bóp bóng (chậm – nhanh) phù hợp với từng người bệnh và có chuông báo động cho biết khi bị mất nguồn điện. Máy có thể dùng hai nguồn điện AC (nguồn điện cố định tại chỗ) và DC (dùng ắc quy khi di chuyển) nên rất tiện lợi. Nếu bán chiếc máy này ra thị trường theo phương thức sản xuất thủ công thì chỉ có giá khoảng 2 triệu VNĐ.  Như vậy, phạm vi nghiên cứu của đề tài là:   * Thi công cơ khí khung bóp bóng tự động. * Thi công bộ điều khiển dùng vi điểu khiển PIC16F887. * Thiết kế nhiều chế độ lựa chọn để điều chỉnh thay đổi được chu kỳ bóp bóng thở cho phù hợp với tình trạng sức khỏe của bệnh nhân. * Giao tiếp điều chỉnh các chế độ bóp bóng qua biến trở hoặc nút nhấn. * Lựa chọn và thiết kế hệ thống cơ khí và hệ thống điện tử với chi phí rẻ nhất. * Báo sự cố qua điện thoại cho người nhà bệnh nhân trong trường hợp mất điện. * Thông báo pin yếu và sạc pin khi hết điện. |
|  |  | (*Chuyển qua Slide 2*)  Như vậy là em đã giới thiệu tổng quan đề tài máy trợ thở bóp bóng tự động, sau đây nhóm thực hiện đề tài xin chuyển qua nội dung thứ hai: Thiết kế và tính toán hệ thống. Xin mời bạn Bình. |
| **7** (Tính toán và thiết kế hệ thống) |  | **Bình:** Xin kính chào hội đồng, qua quá trình tìm hiểu, nhóm sinh viên nghiên cứu đề tài đã chọn phần cứng hỗ trợ là vi điều khiển PIC16F887, động cơ bước và hệ thống hỗ trợ thông tin là module SIM900A. Tất cả các thiết bị trên đều khá quen thuộc với sinh viên kỹ thuật nói chung và sinh viên điện tử nói riêng, nhưng để ứng dụng một cách phù hợp nhất trong lĩnh vực khá mới như y sinh thì đó là một cơ hội cũng như thách thức để nhóm sinh viên thực hiện đề tài có thể đưa tất cả kiến thức cộng với sự sáng tạo vào việc hoàn thành đề tài, sau đây em xin phép được trình bày về sơ đồ khối của toàn bộ hệ thống:  Có hai nguồn cung cấp cho hệ thống: BATTERY và AC SUPPLY. Nguồn AC SUPPLY sẽ được chuyển đổi thành một chiều thông qua ADAPTER. Hai vi điều khiển điều khiển toàn bộ hệ thống là: MCU1 và MCU2. Vi điều khiển MCU1 thực hiện chức năng chính là điều khiển cơ cấu chấp hành bóp bóng van mặt nạ. Vi điều khiển MCU2 điều khiển nguồn cung cấp.   * **Khối MCU1:**Điều khiển động cơ bước; hiển thị các thông số về nhịp thở, tỉ lệ thời gian hít vào – thở ra, thể tích khí cung cấp cho bệnh nhân; nhận tín hiệu điều chỉnh bằng nút nhấn và biến trở từ khối MANUAL CONTROL để thay đổi các thông số cho phù hợp với tình trạng bệnh nhân. * **Khối MANUAL CONTROL**: Giúp người dùng tương tác với vi điều khiển MCU1 thông qua nút nhấn và biến trở để thay đổi và lựa chọn các thông số. * **Khối DISPLAY**: Hiển thị các thông số như nhịp thở trên phút (BPM), tỉ lệ thời gian hít vào – thời gian thở ra (i:e) để dễ dàng kiểm soát chế độ hoạt động của máy trợ thở. Trong đó i là **i**nhalation time (thời gian hít vào), e là **e**xhalation time (thời gian thở ra). * **Khối DRIVER STEPPER MOTOR:**Nhận tín hiệu xung, chiều quay động cơ bước từ vi điều khiển và cấp dòng để điều khiển động cơ bước. * **Khối ACTUATOR:**Cơ cấu chấp hành theo kiểu truyền động sử dụng bánh đai để bóp bóng van – mask thông qua chuyển động quay của động cơ bước. * **Khối MCU2:**Nhận tín hiệu pin yếu hoặc mất điện từ khối POWER SENSOR. Đưa tín hiệu điều khiển tới khối AUTO CHARGE và khối PROTECT BATTERY. Báo động thông qua led và chuông (buzzer), thông báo cho người nhà bệnh nhân bằng cách nhá máy điện thoại. * **Khối MODULE SIM:**Nhận tín hiệu từ khối vi điều khiển MCU1, thực hiện gọi điện thông báo cho người nhà bệnh nhân (hoặc bác sĩ) để kịp thời kiểm soát tình hình bệnh nhân. * **Khối NOTIFY:**Báo động khi xảy ra sự cố mất điện. Thực hiện nhấp nháy LED và reng chuông. * **Khối AUTO CHARGE:** Sử dụng nguồn điện xoay chiều để sạc điện cho BATTERY. Chỉ thực hiện chức năng sạc khi nhận tín hiệu cho phép từ vi điều khiển MCU1. * **Khối POWER SENSOR:** Gửi tín hiệu đến vi điều khiển để nhận biết mất nguồn AC hoặc BATTERY yếu điện. * **Khối PROTECT BATTERY:** Nhận tín hiệu từ vi điều khiển MCU1 để cho phép sử dụng nguồn từ BATTERY khi nguồn điện xoay chiều không có sẵn. * **Khối SWITCH POWER:** Bảo vệ nguồn và chuyển đổi giữa hai nguồn nhằm đảm bảo hệ thống luôn hoạt động và không bị mất nguồn đột ngột. * **Khối FIX 5V:** Hạ áp xuống còn 5V DC để cung cấp nguồn cho vi điều khiển, LCD, led, biến trở, buzzer, module sim. * **Khối 220VAC:** Nguồn xoay chiều 220VAC lấy từ mạng lưới điện quốc gia. * **Khối ADAPTER:** Chuyển nguồn xoay chiều thành nguồn 1 chiều 19VDC/3.4A. * **Khối BATTERY:**Nguồn acquy dự phòng khi xảy ra sự cố mất điện sẽ hoạt động. * **Khối FAN:** Quạt tản nhiệt để làm mát toàn bộ hệ thống. |
| **8** (Thiết kế và tính toán hệ thống) |  | **Bình:**  Sau đây em sẽ đi vào nguyên lý hoạt động chi tiết của một số khối quan trọng trong mạch điều khiển cơ cấu bóp bóng. Khối đầu tiên em muốn giới thiệu là khối MCU1.  Đề tài sử dụng vi điều khiển PIC16F887 để điều khiển cơ cấu bóp bóng. Để vi điều khiển hoạt động cần cấp nguồn 5V cho vi điều khiển ở 2 chân VDD (chân số 11 và 32), và nối mass các chân VSS (chân số 12 và 31).  Cần có mạch tạo dao động cho thạch anh cung cấp xung nhịp cho vi điều khiển. Vi điều khiển hoạt động với tần số 16 MHz, thuộc chế độ dao động HS (High Speed Crystal) nên lựa chọn tụ C1, C2 có giá trị 22pf để ổn định dao động cho thạch anh. Việc kết nối chân Reset đảm bảo hệ thống bắt đầu làm việc khi vi điều khiển được cấp điện, hoặc đang hoạt động mà hệ thống bị lỗi cần tác động cho vi điều khiển hoạt động trở lại, hoặc muốn quay về trạng thái hoạt động ban đầu. Tín hiệu MCLR tương ứng với chân RE3 (chân số 1). Điện trở R17 có giá trị lớn (100K) để giảm dòng vào vi điều khiển, không phá hủy vi điều khiển.  Port A của vi điều khiển được sử dụng để kết nối với ba biến trở, driver động cơ bước và bộ dao động thạch anh. Port B của vi điều khiển được sử dụng để kết nối với LCD. Port C nhận tín hiệu cảm biến từ công tắc hành trình thông qua chân RC2 và sử dụng chân RC5 điều khiển LED. Port D điều khiển 4 chân dữ liệu còn lại của LCD và nhận tín hiệu từ nút nhấn 3 và nút nhấn 4. Port E điều khiển chân A+ của driver động cơ bước và nhận tín hiệu từ nút nhấn 1 và nút nhấn 2, ngoài ra chân RE3 được sử dụng để reset vi điều khiển. |
| **9** (Tính toán và thiết kế phần cứng) |  | **Bình:**  Bán kính của cơ cấu cánh tay được thiết kế phù hợp với bóng mask, cho phép nén và tiếp xúc cong với bóng mask. Các cánh tay của cơ cấu được cắt laser và được điều khiển bởi bánh răng có đường kính 80mm. Động cơ bước có một đầu điều khiển cánh tay của cơ cấu và bánh răng có đường kính 10 mm trên đầu của trục động cơ. Thiết kế bánh răng như vậy cho phép khi động cơ quay một góc x thì cánh tay sẽ quay một góc x/8. Bóng mask được thiết kế để được ép ở trung tâm của bóng. Trên hình thể hiện tỷ số truyền giữa trục động cơ bước và bánh răng quay cánh tay bóp bóng van mặt nạ. Gọi i là tỷ số truyền, d1 là đường kính của bánh răng quay trực tiếp cánh tay, d2 là đường kính của bánh răng gắn với trục động cơ bước. Tỷ số truyền i được tính bằng công thức:   |  |  |  | | --- | --- | --- | |  |  |  | |
| **10** (Tính toán và thiết kế phần cứng) |  | **Bình:**  Nếu dùng hai cánh tay để bóp bóng từ hai bên đồng nghĩa với việc phải sử dụng hai động cơ bước. Công suất để hoạt động một động cơ bước khá lớn (khoảng 12W) nên đề tài chỉ sử dụng một động cơ bước để tiết kiệm công suất và dễ điều khiển, tránh trường hợp bị trượt bước. Hình trên mô tả cơ cấu chấp hành bóp bóng van mặt nạ sử dụng một động cơ bước được chiếu theo nhiều hướng. |
| **11** (Tính toán và thiết kế phần cứng) |  | **Bình:**  Lưu đồ giải thuật chương trình chính được thể hiện trong hình. Sau khi khởi tạo và cấu hình cho VĐK, đọc các thông số hoạt động được lưu trong EEPROM, “state=1” là để khi lần đâu tiên mở máy thì sẽ hiển thị màn hình “main” đầu tiên. Thực hiện tính toán từ thông số hoạt động yêu cầu sang thông số để nạp vào thanh ghi TIMER1. Khởi tạo động cơ bước gồm các công việc: khởi tạo các chân điền khiển là ngo ra, khởi tạo ngắt TIMER1, đặt hệ số chia cho xung clock của TIMER1, chọn xung clock thích hợp cho TIMER1. Reset vị trí gốc tọa độ cho động cơ. Ban đầu hiển thị chế độ “main” do state=1, chế độ “main” hiển thị thông số của chế độ bóp bóng, muốn chuyển chế độ bóp bóng thì vào chế độ “menu” bằng cách nhấn các nút nhấn trên bảng điều khiển hay muốn chuyển qua chế độ chỉnh sửa thông số bóp bóng thì vào chế độ “edit”.  Sau đây bạn Thùy sẽ tiếp tục trình bày về bộ điều khiển nguồn cho toàn bộ hệ thống. |
| **12** (Tính toán và thiết kế phần cứng) |  | **Thùy:**  Xin kính chào hội đồng, sau đây em xin phép được trình bày về nguyên lý điều khiển nguồn của đề tài. Đầu tiên là khối tự động sạc.  Dựa vào nguyên lý sạc ắc quy : “*Yêu cầu cơ bản để sạc ắc quy axit chì là phải có một nguồn dòng DC có điện áp cao hơn điện áp mạch hở của ắc quy được sạc*”, đề tài sử dụng nguồn từ adapter 19V, cho qua IC LM7815 để giảm điện áp xuống còn 15V, điện áp này lớn hơn điện áp 12 V của ắc quy nên có thể sạc được cho ắc quy. Hình trên thể hiện sơ đồ nguyên lý khối sạc ắc quy tự động.  Tín hiệu CHARGE\_ENA được lấy từ vi điều khiển. Khi CHARGE\_ENA ở mức 0 (0V) thì transistor phân cực nghịch, cuộn dây trong relay không được cấp điện nên công tắc Relay vẫn ở vị trí bình thường (số 4), ắc quy không được sạc.  Khi CHARGE\_ENA ở mức 1 (5V) thì transistor được kích và phân cực thuận, cuộn dây trong Relay được cấp điện, công tắc Relay chuyển qua vị trí 3, có dòng điện ngược đi vào ắc quy, lúc này ắc quy được sạc. Như vậy, việc sạc ắc quy được lập trình tự động thông qua vi điều khiển.  Diode D10 (1N4007) là diode flyback, sử dụng để loại bỏ flyback, đó là sự tăng vọt điện áp đột ngột qua tải là cuộn dây khi điện áp cung cấp khị cắt giảm hoặc loại bỏ. Một diode flyback sẽ giải quyết vấn đề phóng “hồ quang điện” bằng cách cho phép cuộn dây lái dòng điện qua chính nó (do đó được gọi là *flyback*) trong một vòng lặp liên tục cho đến khi năng lượng tiêu tán thông qua dây dẫn, qua diode và điện trở. Khi công tắc đóng, diode bị phân cực ngược và được xem như không tồn tại trong mạch. Tuy nhiên, khi mở công tắc, diode được phân cực thuận. Thời gian tiêu tán năng lượng mất chỉ khoảng vài mili giây. Diode flyback được sử dụng đối với tất cả các Relay có trong các khối của mạch. |
| **13** (Tính toán và thiết kế phần cứng) |  | **Thùy:**  Khối cảm biến nguồn sẽ đưa hai tín hiệu vào vi điều khiển. Tín hiệu thứ nhất (BATTERY\_SENSOR) đưa vào chân analog AN0 để cảm biến điện áp từ ắc quy (V\_BATTERRY) nhằm phát hiện khi ắc quy gần hết điện. Tín hiệu thứ hai (ADAPTER\_SENSOR) đưa vào chân digital RD1 nhằm cảm biến có hay mất nguồn điện xoay chiều (V\_ADAPTER). Hình trên thể hiện nguyên lý hoạt động của khối cảm biến nguồn.  Vi điều khiển sẽ thông qua tín hiệu BATTERY\_SENSOR để đo điện áp của ắc quy, vì ắc quy có dòng và áp vượt ngưỡng cho phép của vi điều khiển (dòng: , áp: 12V), nên không thể đo trực tiếp vì sẽ phá hủy vi điều khiển. Để đo được tín hiệu BATTERY\_SENSOR sử dụng cầu phân áp với điện trở lớn, mối liên hệ giữa tín hiệu BATTERY\_SENSOR và V\_BATTERY được tính theo công thức:  Ngày nay, nguồn điện xoay chiều đã có mặt hầu như ở khắp nơi. Tại Bắc Mỹ và một số nơi ở Trung Mỹ, Nam Mỹ, điện áp AC tại các ổ cắm điện là 110 – 120 Vôn, 60 Hz. Tại châu Âu, châu Á, châu Úc cũng như hầu hết các khu vực Trung Đông và châu Phi là 230 – 240 Vôn, 50 Hz. Các tiêu chuẩn ở các khu vực khác có thể khác nhau. Tuy nhiên nguồn điện cho các linh kiện điện tử hoạt động là nguồn một chiều nên phải chuyển nguồn điện xoay chiều thành một chiều. Adapter AC được sử dụng phổ biến để cung cấp năng lượng cho các thiết bị điện tử nhỏ hoặc các thiết bị điện tử cầm tay. Khi V\_ADAPTER có điện áp (19V) thì cuộn dây Relay có điện nên công tắc ở vị trí 3, tín hiệu ADAPTER\_SENSOR = 1. Khi V\_ADAPTER mất điện (0V) thì cuộn dây Relay mất điện nên công tắc quay trở về vị trí mặc định là vị trí 4. Lúc này tín hiệu ADAPTER\_SENSOR = 0. Nối với chân số 1 của Relay là một jumper. Nếu jumper để hở thì vô hiệu hóa chức năng cảnh báo mất nguồn, vì trong một số trường hợp máy trợ thở chỉ cần dùng nguồn điện từ ắc quy thì không cần cảnh báo mất điện. Nếu jumper được nối lại thì mới có thể cảnh báo khi mất nguồn AC. |
| **14** (Tính toán và thiết kế phần cứng) |  | **Thùy:**  Khi MCU chưa có điện, tín hiệu BATTERY\_ENA ở mức 0V, transistor ở trạng thái phân cực ngược (không dẫn điện), nên cuộn dây Relay không có điện, công tắc Relay ở vị trí mặc định (4), tín hiệu đi ra khối protect battery sẽ qua khối switch power là dòng từ ADAPTER. Tuy nhiên, nếu muốn sử dụng nguồn từ ắc quy ngay từ đầu khi di động máy trợ thở đến địa điểm không có sẵn nguồn xoay chiều yêu cầu tín hiệu BATTERY\_ENA phải mức cao (5V) ngay từ khi vi điều khiển chưa khởi động xong.  Đề tài đã lựa chọn mạch auto reset để kích cho transistor phân cực thuận trong khoản thời gian vi điều khiển khởi động và lập trình cho phép chân BATTERY\_ENA ở mức cao (5V). Lúc này cuộn dây Relay có điện và công tắc Relay ở vị trí 3 cho phép nguồn ắc quy cung cấp điện cho tải. Hình 3.17 thể hiện nguyên lý hoạt động khối protect battery. |
| **15** (Tính toán và thiết kế phần cứng) |  | **Thùy:**  Có hai nguồn cung cấp cho mạch: nguồn từ mạng lưới điện quốc gia và nguồn từ ắc quy. Nguồn xoay chiều 220 VAC từ mạng lưới điện quốc gia được chuyển đổi thành nguồn một chiều 19VDC (V\_ADAPTER) trước khi cấp nguồn cho mạch. Nguồn một chiều 12VDC (V\_BATTERY) từ ắc quy được lập trình sử dụng trong trường hợp bị mất nguồn xoay chiều hoặc cũng có thể sử dụng trong trường hợp không có sẵn nguồn 220VAC. Hình trên thể hiện sơ đồ nguyên lý khối switch source (lựa chọn nguồn cung cấp).  Sử dụng diode bảo vệ nguồn cung cấp điện DC là một phần quan trọng trong hệ thống điều khiển. Sự cố mất điện xảy ra sẽ làm máy ngừng hoạt động ngay lập tức và gây nguy hiểm cho bệnh nhân. Để ngăn chặn việc cúp điện đột ngột có thể sử dụng nguồn điện dự phòng kết nối song song, nếu một nguồn cung cấp bị mất thì nguồn dự phòng vẫn có thể đảm bảo máy hoạt động bình thường.  Nguồn điện dự phòng có thể được sử dụng để tăng dòng điện – trong trường hợp này vấn đề quan tâm là có đủ dòng cung cấp cho tải hay không. Điều này liên quan đến việc nếu mắc nhiều nguồn cung cấp thì phải điều chỉnh điện áp ngõ ra để các nguồn cung cấp cùng một dòng điện. Nếu sử dụng 2 nguồn thì mỗi một nguồn sẽ cung cấp một nửa dòng điện. Nếu sử dụng 3 nguồn thì mỗi một nguồn sẽ cung cấp một phần ba dòng điện yêu cầu. Không có tải hoạt động thì mỗi nguồn cung cấp phải được điều chỉnh sao cho điện áp ngõ ra giống hệt nhau, các nguồn này phải duy trì được cùng một nhiệt độ môi trường xung quanh và dây nối giữa mỗi nguồn với điểm chung phải có chiều dài bằng nhau.  Trong thực tế, khi sử dụng nguồn dự phòng thường phải mắc nối tiếp diode bảo vệ với ngõ ra của mỗi nguồn để khi nguồn bị vô hiệu hóa, không thể lái dòng từ nguồn đang hoạt động. Nếu không mắc diode thì khi ngõ ra của một nguồn bị ngắn mạch cũng có thể làm ngắn mạch bất kỳ nguồn nào nối song song với nó. |
| **16** (Tính toán và thiết kế phần cứng) |  | **Thùy:**  Ở bước khởi tạo cho vi điều khiển thực hiện:   * Set tín hiệu BATTERY\_ENA lên mức cao để cho phép ắc quy hoạt động. * Khởi tạo ADC * Reset tín hiệu CHARGE\_ENA xuống mức thấp để không cho phép sạc cho ắc quy. * Khởi tạo UART với tốc độ baud 9600   Sau khi khởi tạo vi điều khiển, thực hiện vòng lặp tuần hoàn các bước sau:   * Đọc điện áp từ ắc quy * Nếu mức điện áp lớn hơn 13V (khi ắc quy đầy thì mức điện áp là 12.4 V (hở mạch), vì ắc quy có điện trở nội nên khi mạch kín, có dòng điện thì mức điện áp của ắc quy sẽ tăng lên khoảng 0.5V ()) thì reset tín hiệu CHARGE\_ENA xuống mức thấp để không cho phép sạc ắc quy. Nếu mức điện áp trong khoảng từ 9V đến 12.1V thì ắc quy đã bắt đầu yếu điện, set tín hiệu CHARGE\_ENA lên mức cao để bắt đầu sạc cho ắc quy. * Kiểm tra nếu tín hiệu ADAPTER\_SENSOR ở mức thấp thì trễ khoảng 3 giây để tránh tình trạng nhiễu xảy ra và cho biến đếm i = 0. * Tiếp tục kiểm tra nếu tín hiệu ADAPTER\_SENSOR vẫn ở mức thấp nghĩa là đã mất nguồn AC, thực hiện nhấp nháy LED và cho BUZZER kêu, tăng biến đếm i đồng thời cho trễ 0.5 giây. Vòng lặp này xảy ra cho đến khi i lớn hơn 120 nghĩa là trễ 60 giây (60 giây = 0.5 giây x 120) thì thực hiện gọi điện thoại cho người nhà bệnh nhân hoặc bác sĩ. * Nếu tín hiệu ADAPTER\_SENSOR ở mức cao thì tắt LED và BUZZER. * Chú ý rằng LED sáng ở mức 0 để vi điều khiển không phải cấp dòng cho ngoại vi, làm mất ổn định vi điều khiển.   Để gọi điện thoại, ta thực hiện cú pháp lệnh AT: **ATDxxxxxxxxxx;** Gõ Enter (xxxxxxxxxx: là số điện thoại cần gọi). Trong tập lệnh AT, có thể thay Gõ Enter bằng ký tự: <CR> và ký tự: <LF>. Mã của ký tự CR là 0x0D và mã của ký tự LF là 0x0A.  Vi điều khiển sử dụng Module Analog để đọc các tín hiệu tương tự. Bộ chuyển đổi tạo ra một kết quả nhị phân 10 bit bằng cách sử dụng phương pháp xấp xỉ kế và lưu trữ các kết quả chuyển đổi vào thanh ghi ADC (ADRESL và ADRESH). Có 14 ngõ vào module analog riêng biệt. Bộ chuyển đổi A/D chuyển đổi một tín hiệu đầu vào tương tự thành một số nhị phân 10 bit. Độ phân giải tối thiểu hoặc chất lượng của bộ chuyển đổi có thể được điều chỉnh cho các nhu cầu khác nhau bằng cách chọn điện áp tham chiếu Vref- (chân RA2) và Vref+ (chân RA3).  Sau đây chúng em xin trình bày kết quả thực hiện. |
| **17** (Kết quả thực hiện) |  | **Thùy:**  Kính thưa hội đồng, sau quá trình 4 tháng thực hiện đề tài, nhóm đã trải qua một quá trình thực sự gian nan nhưng cũng không kém phần thú vị, xin mời hội đồng dành ít thời gian để xem video về mô hình đầu tiên của chúng em. |
| **18** (Kết quả thực hiện) |  | **Thùy:**  Và đây chính là sản phẩm cuối cùng mà chúng em đã thực hiện được. Sản phẩm này hoàn toàn có thể bán ra thị trường với thiết kế khá gọn: 240x240x240 mm. (*KHÔNG THỂ TIN NỔI :-D* ) |
| **19** (Kết quả thực hiện) |  | **Thùy:**  Với cân nặng chỉ khoảng 7kg, chiếc máy trợ thở này hoàn toàn có thể vận chuyển dễ dàng trên xe cứu thương, hoặc sử dụng tiện lợi ở vùng sâu vùng sâu (*THẬT TUYỆT VỜI :-D* ). Nhóm thực hiện đề tài tin tưởng rằng sản phẩm này có khả năng ứng dụng được vào thực tế. |
| **20** (Kết quả thực hiện) |  | **Thùy:**  Sau đây là hình ảnh được chụp từ nhiều phía của sản phẩm thực tế. Mặt trước là các nút nhấn và nút xoay để chỉnh sửa các chế độ hoạt động hiển tị trên LCD. Mặt sau của hệ thống có gắn quạt tản nhiệt để làm mát hệ thống, bảo vệ được các thiết bị điện tử tránh hoạt động ở nhiệt độ quá cao. Mặt trái có chừa khoảng trống để gắn thêm túi chứa khí oxi, nguồn cung cấp oxi khi không sử dụng nguồn không khí có sẵn mà sử dụng khí oxi từ các bình chứa oxi. Mặt phải được gắn với mặt nạ để áp vào mặt bệnh nhân và cung cấp khí, ngoài ra, có thể tháo mặt nạ ra dễ dàng và thay vào đó là một ống thở chuyên dụng trong trường hợp có sự trợ giúp của bác sĩ hoặc chuyên viên y tế chuyên nghiệp. Phía trên của hệ thống có gắn tay cầm để vận chuyển máy tiện lợi. |
| **21** (Kết quả thực hiện) |  | **Thùy:**  Có hai bo mạch chính bên trong hệ thống: mạch điều khiển driver động cơ bước và mạch điều khiển nguồn cung cấp. Mạch điều khiển driver động cơ bước có thành phần chính là 4 nút nhấn và 3 nút xoay. 4 nút nhấn dùng để chuyển chế độ, lựa chọn chế độ bóp bóng. 3 biến trở theo thứ tự từ trái qua phải lần lượt sử dụng để: thay đổi số nhịp thở mỗi phút (BPM) từ 10 đến 30, thay đổi thể tích khí (VOL) đưa vào phổi bệnh nhân từ 100 đến 900 ml, thay đổi tỉ lệ thời gian hít vào – thời gian thở ra (I:E) từ 1 đến 3. Mặc định thởi gian hít vào luôn là 1, thời gian thở ra có thể thay đổi từ 1, 2 hoặc 3 nên tỉ lệ I:E hiển thị trên LCD chỉ là hiển thị phần mẫu số của tỉ lệ này. Các thông số này được hiển thị trên màn hình LCD 20x4. Mạch có một nút nhấn reset và các led báo có nguồn, led cảnh báo khi có sự cố. Phía sau mạch điều khiển driver động cơ bước là dây cấp nguồn 5V và dây tín hiệu từ công tắc hành trình từ mạch điều khiển nguồn. Ngõ ra của mạch điều khiển động cơ bước |
| **22** (Kết quả thực hiện) |  | **Thùy:**  Mạch điều khiển nguồn cung cấp sử dụng vi điều khiển PIC 16F887 để điều khiển cung cấp nguồn cho toàn bộ hệ thống. Mạch sử dụng 3 relay thực hiện các nhiệm vụ bảo vệ nguồn ắc quy, tự động sạc cho ắc quy, và cảm biến mất nguồn hoặc yếu điện. Để sạc điện cho ắc quy 12 V thì cần một nguồn cung cấp lớn hơn, sử dụng IC7815 để hạ áp từ adapter (19V) xuống còn 15 V nhằm sạc điện cho ắc quy. Bên cạnh đó sử dụng IC7805 để có nguồn 5V cung cấp cho vi điều khiển và các linh kiện led, buzzer.  Mạch điều khiển nguồn cung cấp ngoài tác dụng cung cấp nguồn cho toàn hệ thống còn các tác dụng thông báo mất nguồn qua điện thoại. Đề tài lựa chọn module SIM900A để thực hiện nhiệm vụ này.  Xin mời bạn Bình tiếp tục phần giới thiệu cách hoạt động của sản phẩm. |
| **23** (Kết quả thực hiện) |  | **Bình:**  Màn hình LCD 20x4 hiển thị màn hình main, màn hình menu và màn hình edit. Màn hình main được mặc định hiển thị khi bật công tắc nguồn của hệ thống. 4 nút nhấn có các nhiệm vụ khác nhau tương ứng với mỗi một màn hình. Hình 5.6 thể hiện màn hình hoạt động main.  Ở LCD hiển thị màn hình main, khi nhấn nút 1 LCD sẽ chuyển qua màn hình menu. Màn hình menu là màn hình lựa chọn một trong 4 chế độ bóp bóng van mặt nạ. Khi nhấn nút 4 thì LCD sẽ chuyển qua màn hình edit. Màn hình edit để chỉnh sửa các thông số cho một trong 4 chế độ bóp bóng. Khi LCD hiển thị màn hình main thì các nút xoay (biến trở) và hai nút nhấn ở giữa không có tác dụng. Theo như trong hình thì máy đang hoạt động ở chế độ 4 với số nhịp thở mỗi phút là 30, thể tích khí cung cấp vào phổi bệnh nhân xấp xỉ 900ml và tỷ lệ thời gian hít vào thời gian thở ra I:E = 1:3. |
| **24** (Kết quả thực hiện) |  | **Bình:**  Ở màn hình MAIN, khi nhấn nút nhấn select MENU (nút số 1, ngoài cùng bên trái) thì LCD sẽ hiển thị màn hình MENU. Hình trên thể hiện LCD đang ở màn hình MENU. Ở màn hình này các nút nhấn theo thứ tự từ trái sáng phải lần lượt có nhiệm vụ: lựa chọn chế độ hoạt động (trong trường hợp này LCD đang hiển thị chế độ hoạt động số 4), thay đổi chế độ (có bốn chế độ được đánh số từ 1 đến 4) và nút nhấn ngoài cùng bên phải là nút quay trở về màn hình MAIN. Các nút xoay (biến trở) ở màn hình MENU cũng tương tự như màn hình MAIN không có tác dụng.  Khi đang ở màn hình menu, muốn thay đổi các thông số BPM, VOL và IE trong từng chế độ thì phải nhấn nút BACK để quay trở về màn hình MAIN. Từ màn hình main nhấn nút số 4 (ngoài cùng bên phải) thì LCD sẽ hiển thị màn hình EDIT. |
| **25** (Kết quả thực hiện) |  | **Bình:**  Khi LCD hiển thị màn hình EDIT thì lúc này các nút xoay (biến trở) mới có tác dụng. Theo thứ tự từ trái qua phải, các nút xoay lần lượt có tác dụng thay đổi các thông số BPM, VOL và I:E. Nhấn nút 2 hoặc 3 (hai nút chính giữa) thay đổi chế độ hoạt động (được đánh số từ 1 đến 4). Nhấn nút 1 (ngoài cùng bên trái) lưu các giá trị BPM, VOL và I:E với chế độ tương ứng vào EEPROOM và chạy ngay lập tức thông số mới cài đặt. Nhấn nút số 4 (ngoài cùng bên phải) sẽ quay trở lại màn hình MAIN. Hình 5.8 thể hiện màn hình EDIT. |
| **26** (Kết quả thực hiện) |  | **Bình:**  Demo sản phẩm. |
| **27** (Kết luận, hạn chế và hướng phát triển) |  | **Thùy:**  Kính thưa quý thầy và các bạn, như vậy sau thời gian 4 tháng thực hiện đề tài, nhóm sinh viên đã thiết kế và thi công thành công một máy trợ thở có thể trợ thở bằng cách bóp một bóng van mặt nạ , khi sử dụng máy con người không cần phải bóp van mặt nạ bằng tay nữa. Khung máy được làm bằng mica và nhôm, kích thước 240 x 240 x 240 mm và trọng lượng 7kg. Máy được điều khiển bởi động cơ bước, có thể dùng hai nguồn điện: nguồn AC (nguồn điện cố định tại chỗ) và nguồn DC (dùng ắc quy khi di chuyển), có thể điều chỉnh thể tích khí lên đến 900mL, hơi thở mỗi phút (bpm = breaths per minute) là 5 đến 30, và tỷ lệ thời gian hít vào – thời gian thở ra có thể tùy chọn 1:2, 1:3 và 1:4. Thể tích khí, hơi thở mỗi phút (bpm) và tỷ lệ thời gian hít thở được thiết lập dễ dàng bằng nút bấm, các chế độ cài đặt được hiển thị trên một màn hình LCD. Máy có thể tự động chuyển đổi từ nguồn xoay chiều sang nguồn pin dự trữ khi mất điện đột ngột, nhận biết được khi pin yếu và sạc được pin khi hết điện, có thể thông tin về tình trạng máy cho bác sĩ hoặc người nhà bệnh nhân qua điện thoại.  **Bình:**  Mặc dù đã cố gắng rất nhiều, nhưng vì giới hạn về thời gian và tài chính nên đề tài vẫn không tránh được những sai sót. Cụ thể hạn chế của đề tài là:   * Nút nhấn chưa nhạy. * Khối lượng mô hình còn nặng.   **Thùy:**  Nhóm thực hiện đề tài sẽ phát triển chiếc máy trợ thở này trong tương lai để có thể sử dụng rộng rãi và cứu được nhiều người. Hướng phát triển của đề tài là:  - Kết hợp các cảm biến cơ thể người để hướng đến một máy trợ thở thông minh.  - Sử dụng màn hình cảm ứng để điều khiển hệ thống.  - Thiết kế một phiên bản thu nhỏ cho bệnh nhân nhỏ tuổi. |
| **27** (Kết) |  | Chúng em xin chân thành cảm ơn quý thầy cô khoa Điện – Điện tử, quý bác sĩ bệnh viện Nhi Đồng 2, cám ơn gia đình, bạn bè đã bên cạnh, hỗ trợ cho nhóm hoàn thành đề tài. Bài thuyết trình của nhóm đến đây là kết thúc. |