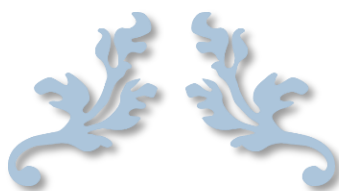




ÉCOLE SUPÉRIEURE
DE GÉNIE BIOMÉDICAL
UM6SS - CASABLANCA



UNIVERSITÉ MOHAMMED VI
DES SCIENCES DE LA SANTÉ
CASABLANCA



RAPPORT PROJET DE FILIÈRE

Réalisation d'un respirateur de réanimation



ÉCOLE SUPERIEURE DE GÉNIE BIOMÉDICAL

Sikouky Meryem
Youness Mellak
Soufiane Saghraoui
Zakaria Zariry
Wassim Zighighi

2018 - 2019



SOMMAIRE



- I. Introduction.
- II. Présentation de L'équipe et analyse fonctionnelle.
 - Présentation de l'équipe
 - Analyse fonctionnelle
- III. Anatomie et physiologie du système respiratoire.
 - Anatomie de l'appareil respiratoire
 - Physiologie de l'appareil respiratoire
- IV. Bloc de réanimation
 - Qu'est-ce que la réanimation ?
 - Équipements d'un bloc de réanimation
 - Moniteur de surveillance
 - Pousse – Seringue
 - Endoscope
 - **Respirateur de réanimation**
- V. Réalisation du projet
 - L'électrovanne
 - La commande de l'électrovanne
 - Servovalve
 - Connexion d'une servovalve à une carte NI-ELVIS II
 - Capteur de pression
 - Méthode de régression linéaire
 - Acquisition du signal fourni par le capteur de pression
- VI. Bibliographie

I. INTRODUCTION

L'objet de ce rapport est de présenter le travail réalisé dans le module « projet de filière ». Ce dernier portait dans un premier lieu sur la conception d'un mélangeur pour un respirateur de réanimation, en commandant des électrovannes à travers le logiciel LabView. L'objectif s'est développé relativement à l'avancement du projet, pour arriver finalement à la réalisation d'un système de ventilation (respirateur de réanimation), en utilisant une servovalve, des électrovannes, des capteurs de pression, et une maquette NI Elvis, afin d'avoir un système qui fournit deux phases de ventilation : inspiratoire et expiratoire.

Dans un premier temps l'équipe du projet et les encadrants seront présentés, suivit d'une description des aspects anatomiques et physiologiques du système respiratoire. Ensuite les dispositifs médicaux d'un bloc de réanimation seront cités en présentant leur rôle et fonctionnement. Dans une seconde partie le principe de fonctionnement d'un respirateur de réanimation et ses composants seront évoqués, et la troisième partie portera sur le travail réalisé au sein du laboratoire pour atteindre l'objectif du projet.

II - PRÉSENTATION DE L'ÉQUIPE ET ANALYSE FONCTIONNELLE

PRÉSENTATION DE L'ÉQUIPE :

L'équipe est composée des cinq membres suivants :

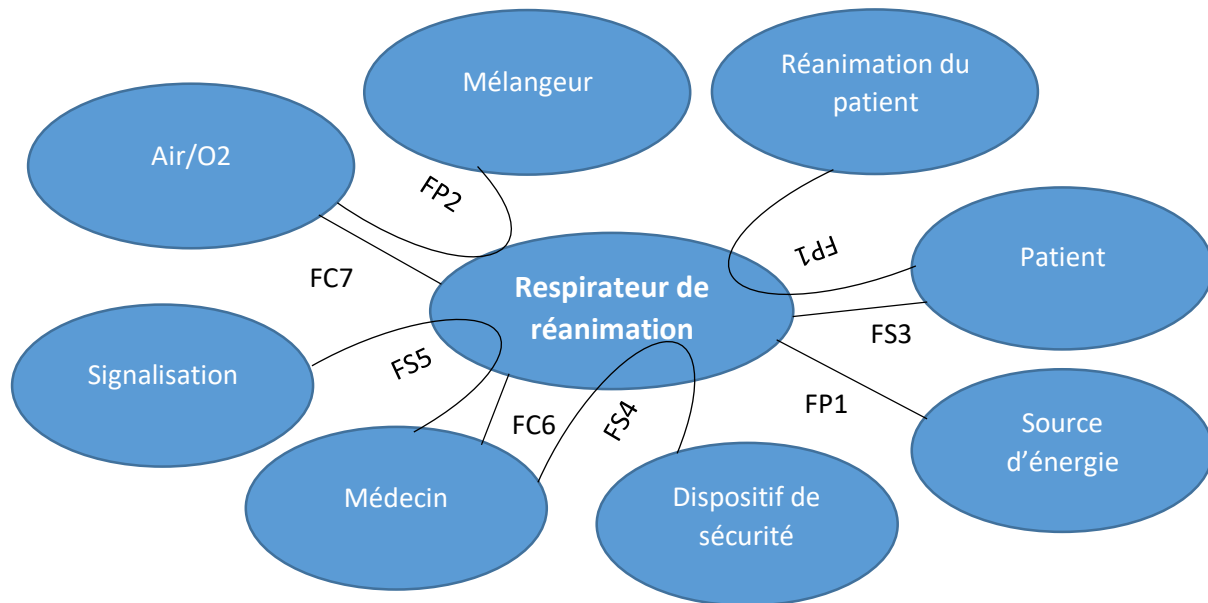
- Meryem Sikouky
- Youness Mellak
- Soufiane Saghraoui
- Zakaria Zariry
- Wassim Zighighi

Le projet a été encadré par les professeurs :

- Mr. Omar Aamar
- Mr. Khalifa el mansouri

ANALYSE FONCTIONNELLE

Dans le but d'avoir des objectifs et étapes clairs à suivre afin d'atteindre la réalisation finale, une analyse fonctionnelle a été réalisé :



- **Fonctions principales :**

FP1 : Animer le patient selon ses besoins respiratoires

FP2 : Mélanger l'air et l'O2 selon les paramètres disponibles.

- **Fonctions secondaires :**

FS3 : Surveiller l'état du patient et mesurer sa capacité à respirer.

FS4 : Mettre en place des dispositifs de sécurité pour protéger le médecin.

FS5 : Mettre en place une signalisation pour informer l'médecin.

- **Contraintes :**

FC6 : Être facile d'utilisation.

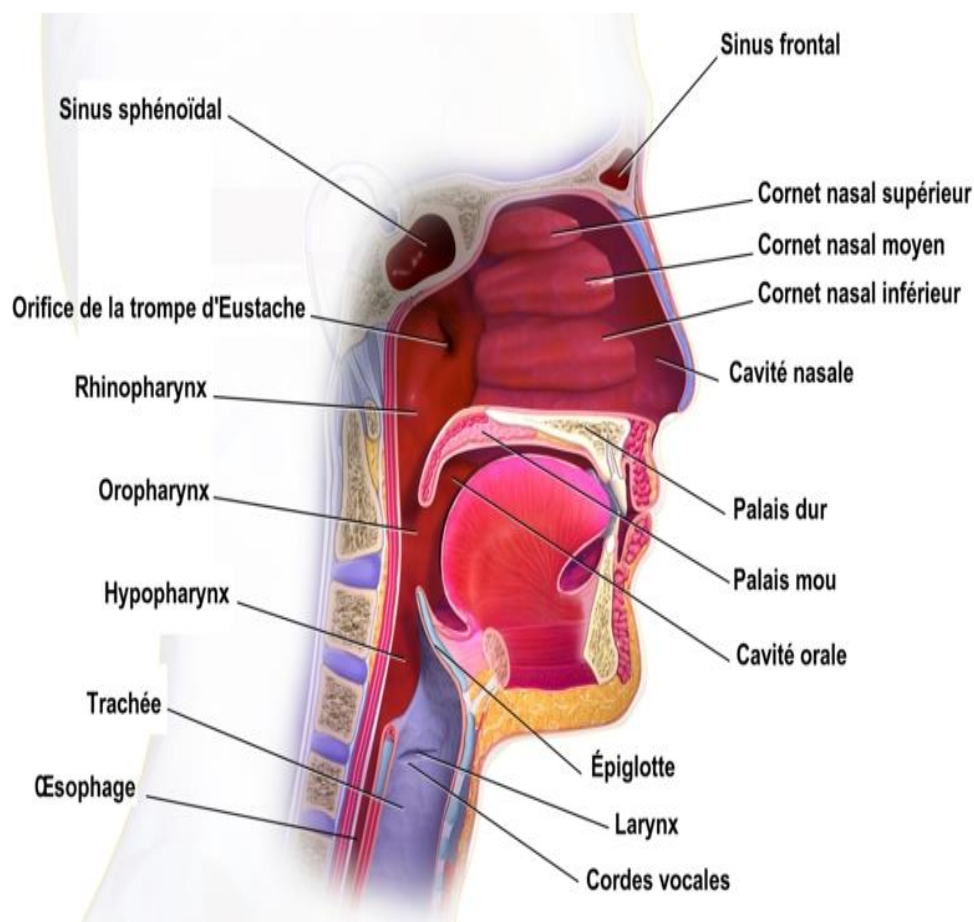
FC7 : S'adapter au besoin de chaque médecin/patient en Air/O2.

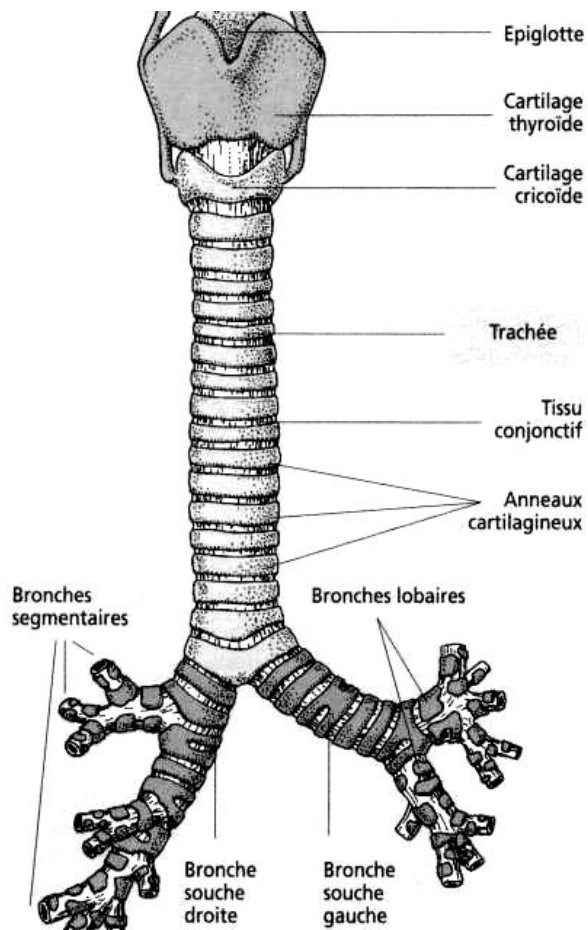
FC8 : Disposer d'une source d'énergie de secours.

III. ANATOMIE ET PHYSIOLOGIE DU SYSTÈME RESPIRATOIRE

○ Anatomie de l'appareil respiratoire :

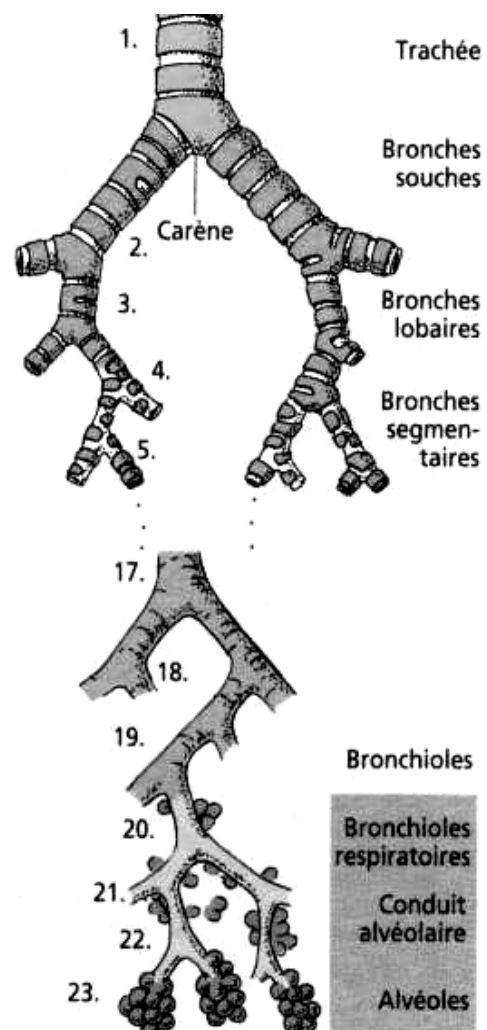
La fonction principale du système respiratoire est de fournir à l'organisme de l'oxygène et de débarrasser en même temps de dioxyde de carbone lorsque l'air entre dans le nez puis traverse les voies nasales, le pharynx et le larynx, il descend par la trachée et atteint les bronches, les bronchioles aboutissant aux alvéoles, petit sac fragile en forme de grappe.

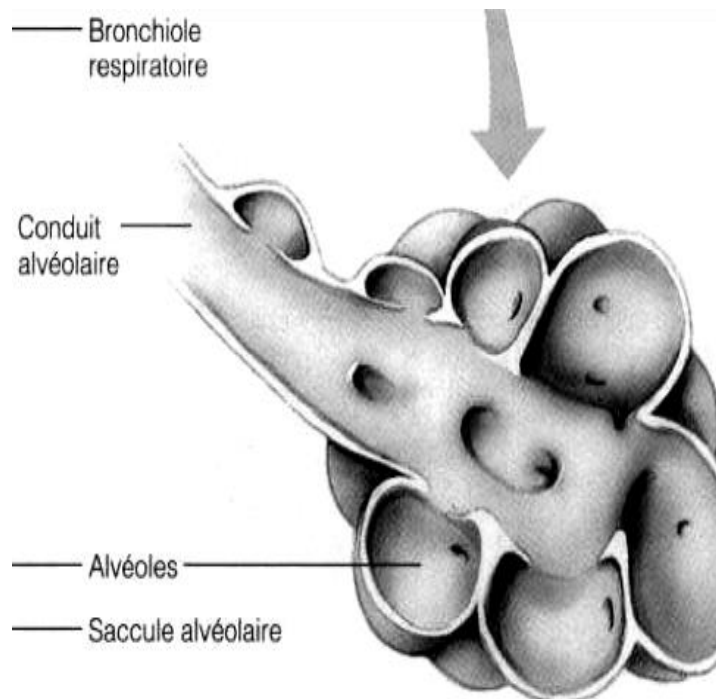




Larynx, trachée et arbre bronchique

Arbre bronchique

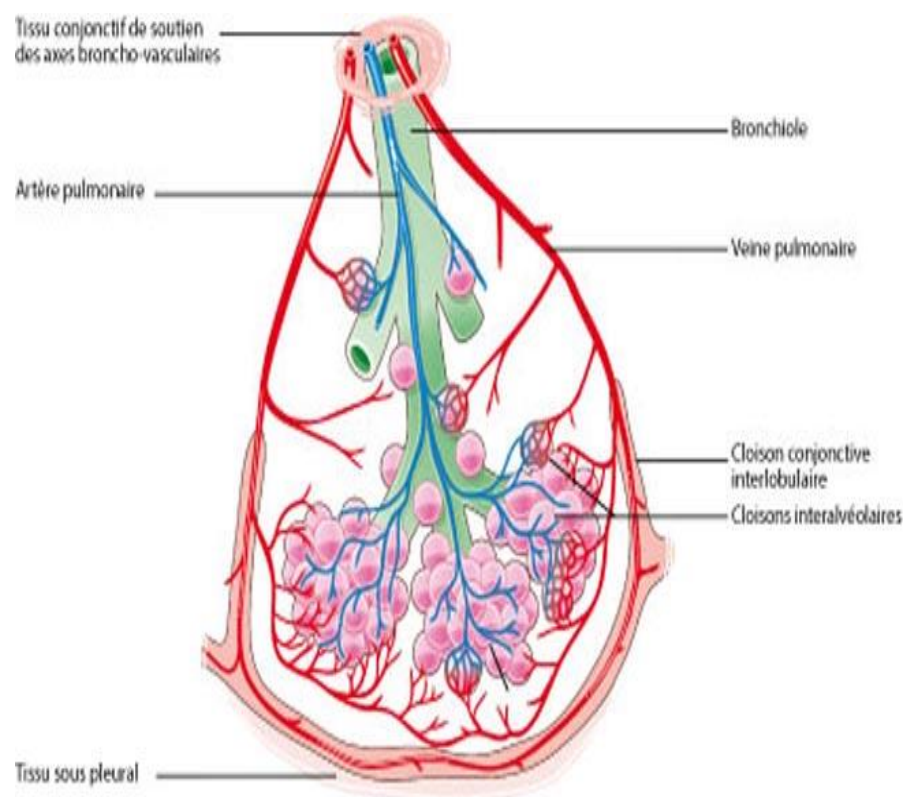




Vésicule pulmonaire

À l'intérieur des poumons, les vésicules sont compartimentées en lobules pulmonaires.

Les lobules pulmonaires



○ Physiologie de l'appareil respiratoire :

La respiration est la fonction biologique qui permet l'absorption de l'oxygène et le rejet du gaz carbonique. En physiologie humaine, on parle aussi de ventilation pulmonaire qui permet le renouvellement de l'air contenu dans les poumons.

Elle comprend deux temps : l'entrée d'air dans les poumons lors de l'**inspiration** et la sortie d'air lors de l'**expiration**.

Mais, plus précisément, La **respiration** désigne à la fois les échanges gazeux résultant de l'inspiration et de l'expiration de l'air (absorption de dioxygène O₂ et rejet de dioxyde de carbone CO₂) plus la respiration cellulaire qui permet, en dégradant du glucose grâce au dioxygène, d'obtenir de l'énergie. Les échanges gazeux assistent la respiration cellulaire en lui fournissant le dioxygène et en le débarrassant du dioxyde de carbone produit lors du cycle de Krebs.

La respiration joue également un rôle de premier rang dans l'équilibre acido-basique sanguin : toute augmentation de la ventilation permet d'éliminer une plus grande quantité de gaz carbonique, ce qui évite une baisse du pH sanguin en cas de forte activité métabolique par exemple, à la suite d'un effort physique soutenu.

Cette fonction respiratoire est assurée par l'appareil respiratoire, mais sa finalité est réalisée par le système cardiovasculaire. En fait, le système respiratoire et le système cardiovasculaire que fonctionnent d'une manière complémentaire.

En effet, le transport de l'O₂ et du CO₂ dépendent de 4 processus distincts :

- Ventilation pulmonaire (mouvement des gazes dans et hors des poumons).
- Diffusion alvéolo-capillaire (transport passif entre poumons et sang à travers la paroi alvéolaire).
- Transport de l'O₂ et du CO₂ par le sang.
- Passage des gaz des capillaires vers les tissus (respiration cellulaire).

Volumes respiratoires :

Le volume d'air échangé (inspiré et expiré) au cours de la respiration réflexe est appelé **volume courant**. Il est relativement faible (**0,5 L**) par rapport à la **capacité totale (6 L)** contenue dans les poumons. Mais l'homme peut, volontairement, réaliser une expiration ou une inspiration **forcée** ou bloquer sa respiration (en faisant intervenir d'autres muscles de la cage thoracique), notamment lors d'une plongée en apnée.

Le rythme et l'amplitude des cycles respiratoires sont bien sûr contrôlés en fonction des besoins des organes en nutriments et notamment pour leur approvisionnement en dioxygène (penser aux besoins des muscles en énergie lors d'un exercice physique).

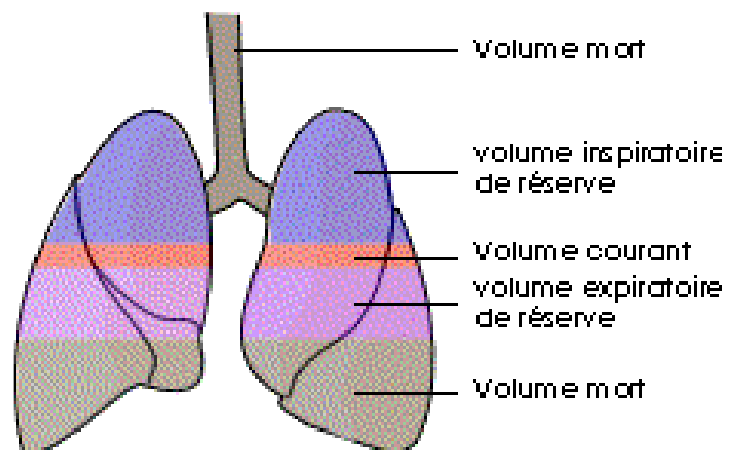
Pendant ces mouvements de la respiration, le volume de la **cage thoracique** (comprenant le sternum et les côtes) varie grâce à la mise en jeu des muscles **élevateurs des côtes**, des **muscles intercostaux** et surtout du **diaphragme**.

Par ailleurs, il faut noter que sur les **6 L** (capacité totale des poumons humains), plus d'un litre et demi (**1,5 L**) d'air est perdu pour les échanges. C'est celui qui se trouve dans les différents conduits respiratoire. Ce volume est d'ailleurs appelé **volume mort**. Les **4,5 L** restants correspondent à la **capacité vitale**. En fait, ils représentent le volume d'air maximal que l'on peut **inspirer puis expirer** d'une manière **forcée**. Comme nous ne nous forçons pas souvent à gonfler nos poumons au maximum, on a ainsi défini d'autres volumes :

-Le **volume courant (VC)**: c'est la quantité d'air qui est effectivement renouvelée lors d'un **cycle respiratoire normal (au repos)**. Sur les 6 litres que peuvent accepter les poumons, ce volume n'en représente que **0,5 L**.

-Le **volume expiratoire de réserve (VER)** : c'est la quantité d'air que l'on peut expulser de nos poumons en forçant l'expiration. Il peut représenter un volume de **1,2 L**. Cette valeur ne tient pas compte du volume mort qui reste quoiqu'il arrive dans les poumons. L'addition de ces deux volumes représente ce que contiennent les poumons avant une inspiration ; c'est la **capacité résiduelle** qui équivaut donc à **$1,5 + 1,2 = 2,7$ L**.

-Le **volume inspiratoire de réserve (VIR)**: c'est la quantité d'air que l'on doit inspirer pour que les poumons contiennent leur maximum d'air. Elle peut représenter jusqu'à **2,8 L**.



IV. BLOC RÉANIMATION

Qu'est-ce que la réanimation ?

La réanimation est un service spécialisé où sont hospitalisés les patients les plus graves. Ils y bénéficient d'une surveillance constante des fonctions vitales comme la ventilation, l'oxygénation, la pression artérielle, les fonctions cardiaque et rénale. Si besoin, une assistance de ces fonctions vitales peut être mise en place afin de permettre si possible la survie du patient.

Les patients sont admis en réanimation si ils présentent une défaillance d'une fonction vitale comme par exemple lors d'une infection grave (choc septique), d'une intoxication médicamenteuse, d'un polytraumatisme, d'un coma, d'une insuffisance rénale aiguë, d'une insuffisance respiratoire aiguë, après un arrêt cardiaque ou encore en post-opératoire d'une chirurgie majeure comme la chirurgie cardiaque ou digestive.

Il existe des réanimations « spécialisées » pour les nouveau-nés, la pédiatrie, les patients de neurochirurgie (accident vasculaire cérébral ou traumatismes crâniens graves), les patients de chirurgie cardiaque ou thoracique.

En réanimation, l'état des patients et les traitements mis en œuvre nécessitent du personnel spécialisé. Les médecins sont spécialistes en anesthésie-réanimation ou en réanimation et travaillent en collaboration avec tous les spécialistes de l'hôpital. Les infirmières prennent habituellement en charge 2 à 3 patients, et sont formées à l'utilisation des techniques sophistiquées de suppléance comme l'épuration extrarénale ou la ventilation mécanique. Les aides-soignantes participent aux soins des patients avec les infirmières et les médecins.

La réanimation est un service qui fait peur, car le plus souvent les patients y demeurent entre la vie et la mort. Des équipes médicales spécialisées, d'importants moyens techniques, le but de la "réa" est de rétablir l'ensemble des fonctions vitales des patients temporairement maintenus en vie grâce à des machines qui remplacent un ou plusieurs de leurs organes vitaux.

Urgence, complication après une chirurgie, ou aggravation de l'état d'une personne déjà hospitalisée... les services de réanimation accueillent plusieurs patients à la fois. Si les pathologies sont variées, tous ont besoin de machines pour remplacer un ou plusieurs organes vitaux défaillants.

Aide respiratoire, scope... ces équipements sont indispensables pour la surveillance des patients en réanimation. Le scope est un écran qui permet de suivre en permanence les constantes comme le rythme cardiaque, le taux d'oxygène dans le sang, la tension artérielle ou encore la température. Enfin un système de seringues relié à des cathéters permet d'administrer les différents traitements au patient.

Équipements d'un bloc de réanimation

- **Moniteur de surveillance :**

Il permet de surveiller la fréquence et la régularité des battements cardiaques, ainsi que la tension artérielle.

Il nous permet également de surveiller la qualité de la respiration et le contenu en oxygène du sang. Les monitorings de tous les patients sont reliés à une centrale afin d'assurer une surveillance à distance. Plusieurs câbles sont fixés au patient:

Les électrodes sont collées sur le thorax pour surveiller le rythme du cœur. Cathéter artériel est placé dans l'artère (le plus souvent au niveau du poignet), et permet la surveillance de la tension en continu.

On pourra aussi effectuer sans douleur les nombreuses prises de sang.

Cathéter de Swan-Ganz (un long tuyau jaune), placé au niveau du cou, nous permet de mesurer les pressions dans le cœur ainsi que son débit.

Il y aura également une pince à saturation, placée au bout d'un doigt, pour surveiller le taux d'oxygène dans le sang.



- **Pousse - seringue :**

- **Description :**

Un pousse-seringue est une petite pompe à perfusion, utilisée pour administrer de faibles quantités de fluide (avec ou sans médicament) à un patient. On le retrouve également en chimie ou en recherche biomédicale.

L'utilité des pousSES-seringues est d'administrer des médicaments en continu, avec un débit stable permettant l'obtention d'une concentration stable sur la durée d'administration. Cela permet d'éviter des périodes pendant lesquelles le taux de médicaments dans le sang est trop élevé ou trop faible. Ils sont largement utilisés pour l'administration d'antibiotiques, d'antalgiques et d'amines vasopressives dans de nombreuses spécialités médicales : anesthésie-réanimation, chirurgie, infectiologie, soins palliatifs...



- **Principe de fonctionnement :**

Le système combine des parties mécaniques, électriques et électroniques. La partie mécanique sert de support pour les différents types de seringues. Elle comprend un berceau et un piston qui vont recevoir le corps de la seringue. Le berceau est généralement muni d'un capteur et d'une encoche pour verrouiller la seringue. La collerette du piston se fixe sur le chariot du piston de seringue au moyen de griffes. Il comprend également un système de capteurs qui vont permettre de vérifier la bonne position de fixation du piston. Le piston du PSE se déplace grâce à un système de vis sans fin qui va littéralement pousser le contenu de la seringue vers le circuit patient. Cette partie mécanique est mue par un moteur électrique alimenté soit par le secteur, soit par une batterie.

L'utilisation d'une batterie est primordiale pour la sécurité, puisqu'elle permet une administration continue, même en cas de coupure de courant. Enfin la partie électronique, gère l'ensemble des autres éléments.



- **Endoscope :**

- **Description :**

L'endoscope est l'instrument optique médical permettant la réalisation d'une endoscopie, soit la visualisation d'opérations chirurgicales intrusives ou simplement l'observation.

Il nécessite des précautions d'utilisation et de nettoyage, spécifiques au domaine chirurgical.

- **Principe de fonctionnement :**

Capteur à transfert de charge (Charge-Couple Device ou CCD) qui transforme l'énergie lumineuse réfléchiée par les tissus en une énergie électrique exploitable pour la reproduction de l'image sur un moniteur. La surface photosensible du CDD divisée en cellules élémentaires (pixel). Chaque pixel répond de façon indépendante à la lumière Réfléchiée par le tissu en regard.

- **Respirateur de réanimation:**

- **Description :**

Les respirateurs de réanimation font partie intégrante des services de réanimation. Ils permettent de délivrer une ventilation artificielle à partir d'un volume ou d'une pression contrôlés. Les effets indésirables corolaires de la ventilation artificielle sont respectivement le barotraumatisme en cas de volume contrôlé et le volotraumatisme en cas de pression contrôlée.

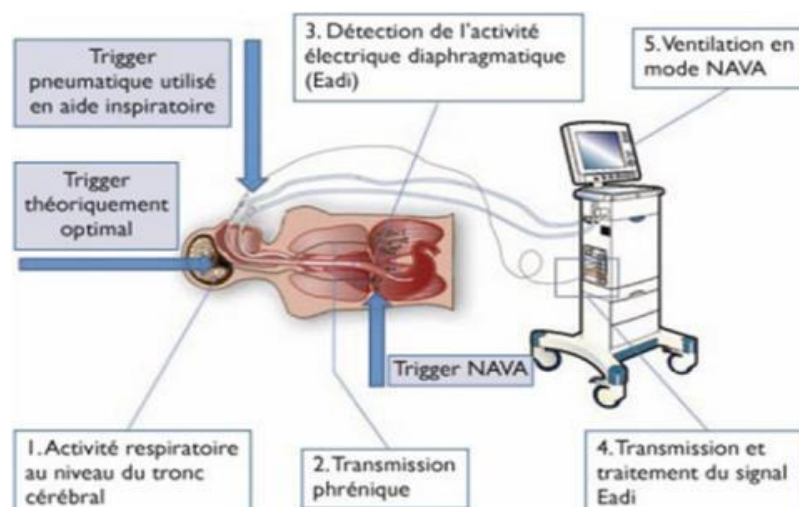
La ventilation en réanimation peut s'effectuer selon un mode invasif ou non invasif pour traiter les patients en situation critique, le plus souvent défaillance respiratoire, hémodynamique ou neurologique aiguë.

L'évolution des respirateurs a permis des meilleures performances en termes d'ergonomie, de monitoring et d'apparition de nouvelles fonctions, comme la mesure de la capacité résiduelle fonctionnelle, la mesure du travail respiratoire et la réalisation de courbes pression-volume. Ainsi, les progrès technologiques récents ont permis une adaptation au plus près de la physiopathologie du malade avec des résultats convaincants en termes de morbidité et de confort.



○ Principe de fonctionnement :

La particularité du ventilateur de réanimation est sa longue utilisation. En effet, il doit être capable de fonctionner plusieurs jours sans interruption sur un même patient. Il utilise un mélangeur deux gaz : l'air et l'oxygène. Ce type de respirateur doit posséder plusieurs modes de ventilations qui vont de la suppléance totale à l'assistance respiratoire du patient afin de permettre le rétablissement de ce dernier. Le circuit respiratoire utilisé est constitué en général d'un capteur de spirométrie, d'une cellule d'oxygène, d'un circuit patient et peut être associé à un humidificateur.



La ventilation assistée a pour but de se substituer partiellement ou totalement à la fonction respiratoire défaillante, pendant une durée qui varie de quelques minutes à plusieurs semaines. L'origine de la défaillance respiratoire conditionne beaucoup les modalités de l'assistance respiratoire. (Ce terme remplace actuellement les anciennes nomenclatures : respiration artificielle ou ventilation mécanique)

L'utilisation des différents modes ventilatoires par les médecins d'urgence nécessite une parfaite connaissance de la physiopathologie respiratoire et des différents modes ventilatoires utilisables.

Il existe différents types d'appareils plus ou moins sophistiqués : pédiatriques, pour anesthésie, ou à paramètres spécialisés. Nous ne décrivons que les appareils et les techniques de routine en médecine d'urgence.

- Paramétrage :

A) LE CYCLE RESPIRATOIRE :

On distingue quatre phases dans un cycle respiratoire physiologique :

- 1) l'**inspiration**, qui est active.
- 2) le **passage de l'inspiration à l'expiration**.
- 3) l'**expiration**, qui est passive.
- 4) le **passage de l'expiration à l'inspiration**.

Dans les cycles contrôlés: le débit peut avoir un flux constant (plateau de fin d'inspiration), décroissant ou sinusoïdal.

B) DIFFERENTS TYPES D'APPAREILS :

Les ventilateurs pneumatiques dits de **transport** : permettent uniquement la réalisation d'une ventilation contrôlée (VC). L'avantage de ces respirateurs réside dans leur faible coût et leur ergonomie. Facilement utilisables dans les services d'urgence et pour le transport des malades, ils sont insuffisants dans certaines pathologies (SDRA, asthme aigu grave, etc.).

Les 4 paramètres à régler sont : la fréquence respiratoire, la FIO₂ (60% ou 100%) et le volume courant (généralement c'est le débit ventilatoire qu'il faut régler). Les appareils modernes permettent de régler aussi la PEP, l'aide inspiratoire (AI) et les niveaux d'alarmes pour pressions maximale et minimale.

Les ventilateurs de réanimation : sont plus performants, offrent plus de sécurité pour le malade mais encombrants, coûteux, nécessitent une source d'énergie 220V et un apport d'air comprimé et d'oxygène. Ces respirateurs permettent plusieurs modes de ventilation assistée. Le médecin est appelé à régler plusieurs paramètres et d'adapter les niveaux d'alarme.

C) PRINCIPAUX TECHNIQUES DE VENTILATION EN MÉDECINE D'URGENCE

L'assistance respiratoire est dite :

- Invasive : avec prothèse endotrachéale (sonde d'intubation).
- Ou non invasive (VNI) : avec un masque naso-buccal étanche, nécessitant un patient coopérant qui a une respiration spontanée. Cette méthode peut être indiquée dans le BPCO et l'OAP.

C-1/ VENTILATION CONTRÔLÉE (VC) :

- C'est le mode ventilatoire le plus simple et le plus utilisé en médecine d'urgence.
- La totalité du support ventilatoire est fourni par le ventilateur. Le patient ventilé n'a aucune participation active « Il est l'esclave de la machine ».

- **Indications** : toutes les détresses respiratoires aiguës (d'origine respiratoire ou centrale). Elle a une place fondamentale en médecine d'urgence lorsque les efforts ventilatoires du patient sont absents ou non souhaités. C'est le mode initial généralement choisi au départ.
- **Limites** : nécessite souvent le recours à une sédation profonde voire à une curarisation pour avoir une synchronisation entre la délivrance des cycles ventilatoires et les efforts inspiratoires du patient.
- **Réglage** : c'est le médecin qui détermine les 4 paramètres fondamentaux du cycle : volume courant (VC) - fréquence respiratoire. (FR) - concentration fractionnelle de l'oxygène (FIO₂) et éventuellement le niveau de pression expiratoire positive (PEP).

Le réglage du **rapport I/E** ou la modification du **débit inspiratoire** sont importants dans certaines pathologies (comme l'asthme, BPCO).

PARAMETRES USUELS EN VENTILATION CONTROLEE	
Enfant 5 - 20 Kg	FR = 28 - 35 cycles / min. Débit = 2 - 3,5 litres / min
Enfant 20 - 40 Kg	FR = 18 - 28 cycles / min. Débit = 3,5 à 7 litre / min
Adulte	FR = 10 - 18 cycles / min. Débit = 7 - 20 litres / min

C-2/ ASSISTANCE RESPIRATOIRE PARTIELLE :

Plusieurs modalités d'assistance ventilatoire partielle existent, délivrant : soit un volume courant préréglé (VAC ou VACI) soit une pression d'aide.

a) Modes ventilatoires en volume (VAC et VACI) :

Ces modes permettent au patient de déclencher, à son propre rythme, l'insufflation d'un volume courant, dont les caractéristiques sont préréglées, tout en assurant une fréquence minimale. Ils facilitent l'adaptation du patient au ventilateur, permettent d'optimiser les échanges gazeux et peuvent aider au sevrage.

Le volume courant est préréglé et administré selon deux modes :

1- Ventilation assistée contrôlée ou VAC :

A chaque demande du patient (inspiration) le ventilateur insuffle un volume courant préréglé, le ventilateur assure une fréquence minimale en deçà de laquelle le respirateur passe automatiquement en mode contrôlé.

- **Réglage**: volume courant insufflé, fréquence minimale de sécurité.
- **Indications** : patients ne nécessitant pas de sédation profonde et qui conservent une part de ventilation spontanée.
- **Inconvénients** : risque d'hyper ou d'hypoventilation

2- Ventilation assistée contrôlée intermittente ou VACI :

Mode de ventilation associant obligatoirement une ventilation assistée contrôlée périodique (dont VT et FR sont préréglés) et une ventilation spontanée du patient entre les cycles assistés. Le patient est insufflé de manière intermittente en alternance avec des cycles spontanés. Si le patient ne respire plus spontanément le ventilateur passe en mode contrôlé avec le même volume courant et à la fréquence affichée.

- **Réglage** : le même que la VAC mais la fréquence minimale est plus basse. Il est recommandé de supprimer le plateau de fin d'insufflation pour ne pas gêner l'éventuel début d'un cycle spontané suivant.
- **Avantage** : méthode douce et confortable de sevrage.
- **Indications** : sevrage de ventilation mécanique, particulièrement des insuffisants respiratoires chroniques.

b) Modes ventilatoires en pression : VS avec aide inspiratoire (AI) :

L'**aide inspiratoire** est particulièrement utilisée pour le sevrage ventilatoire. Chaque cycle est déclenché par le patient qui est assisté par une pression délivrée en plateau jusqu' à la fin de l'inspiration ce qui réduit son effort et son travail respiratoire et améliore les échanges gazeux.

- **Réglages** : Le niveau d'AI peut varier considérablement en fonction de la pathologie et de l'état d'avancement du sevrage de 5 à 30 cmH₂O. Le seuil de déclenchement est légèrement en dessous des performances du patient. Il est indispensable de régler un certain nombre d'alarmes de sécurité (VT bas et/ou FR élevée) qui permettent d'alerter quand le niveau de pression inspiratoire appliqué n'est plus adéquat. La mise à contribution visible des muscles respiratoires accessoires est un bon témoin d'un niveau AI insuffisant.
- **Limites** : l'efficacité dépend de l'existence d'un certain niveau des centres respiratoires. Le volume courant n'est pas contrôlé et risque d'être variable.
- **Indications** : ventilation non invasive chez les insuffisants respiratoires chroniques peu décompensés et non hypercapnies.

c) Ventilation spontanée avec pression expiratoire positive (VS - PEP) :

Le patient respire spontanément avec un niveau constant de pression positive au cours de l'inspiration et de l'expiration.


- **Indications** : traitement des patients hypoxémiques conservant une ventilation spontanée. Elle peut aussi être utilisée en ventilation non invasive. Elle est contre indiquée en cas des maladies neuromusculaires.
- **Réglage** : seuil de déclenchement, PEP, FR, et VT.

D) CHOIX DU MODE D'ASSISTANCE RESPIRATOIRE :

- Malade en apnée (arrêt cardio-respiratoire), détresse respiratoire aiguë : **VC**
- Toutes les IR d'origine neuro-musculaire : **VCCI avec ou sans PEP**
- OAP cardiogénique : **VS - PEP**, méthode non invasive avec **CPAP**
- Pneumopathie dans le cadre de SDRA (syndrome de détresse respiratoire de l'adulte) : **VCCI**
- BPCO : recommandations de la 13ème conférence de consensus en réanimation et médecine d'urgence, 1994 :
 - Éviter l'intubation autant que possible
 - FR basse (10 - 12 cycles / min.)
 - VT faible (< 8 ml / Kg)
 - I:E entre 1/3 et 1/4
 - PEP : contre indiquée
 - VAC en volume avec AI : recommandé
 - VACI : non adaptée à ces malades.

VT Vc	Volume courant (ml) : [Tidal Volume] volume d'air inspiré ou expiré à chaque cycle respiratoire. ❑ Si l'on souhaite accroître l'hématose, il faut augmenter le volume courant et non pas la fréquence. ❑ La ventilation à petit volume et pression basse peut être délétère et provoque une modification du surfactant.	8 - 10ml/Kg (adulte : 0,5 à 1 litre) 10 à 15 ml/Kg : dans la réanimation de l'arrêt cardiaque
FR	Fréquence respiratoire (en cycles/min.) variable selon l'âge. Une augmentation inconsiderée de la fréquence n'accroît que la ventilation de l'espace mort.	10 à 18 cycles/min. (adulte) (à adapter selon les cas pour obtenir une PaCO ₂ # 40)
\dot{V}	Débit ventilatoire (litre/ min.) ou débit de pointe. La ventilation par minute est égale au volume courant multiplié par la fréquence : $\dot{V} = VT \times FR$	Varie entre : 7 - 20 litres/min. chez l'adulte.
FIO₂	Concentration fractionnelle de l'oxygène dans l'air inspiré : varie de 21% à 100% ❑ La concentration en oxygène doit être souvent supérieure à celle de l'atmosphère (FIO ₂ > 21 %). ❑ Une FIO ₂ > 60 % pendant plusieurs heures entraîne des lésions alvéolaires pulmonaires.	Au décours d'une détresse respiratoire aiguë ou d'une arrêt cardiaque, la FIO ₂ doit être réglé à 100 % puis ensuite rapidement abaissée entre 40 et 50 % . Des chiffres > 60% doivent être transitoires.

PEP PEEP	Pression expiratoire positive. Pression positive en fin d'expiration (positive end expiratory pressure) : empêche le collapsus total des alvéoles en fin d'expiration. Elle est indiquée dans les hypoxémies sévères (PO ₂ < 60 mmHg sous FIO ₂ = 0,6). Elle nécessite un patient parfaitement adapté à la machine et parfois le recours au remplissage et à la dopamine car la P.E.E.P. a des conséquences hémodynamiques : ❑ diminution du retour veineux, du débit et de la tension artérielle. ❑ augmentation des résistances artérielles pulmonaires donc augmentation de la postcharge du V.D. et diminution de la précharge du V.G. en plus risque de pneumothorax et d'OAP. Contre indications : syndrome obstructif (asthme) (BPCO)	PEP = 0 Augmentée progressivement de 3 en 3 cm H ₂ O jusqu'à 18 cm H ₂ O. Les valeurs >20 cmH₂O sont exceptionnelles.
CPAP PPC	La pression positive en fin d'expiration peut être utilisée en ventilation spontanée sur masque étanche : c'est la CPAP (Continuous Positive Airway Pressure) ou PPC dont les conséquences hémodynamiques sont moindres. Elle est très utile pour le traitement des atelectasies mais doit être interrompue si la PaCO ₂ est supérieure à 50 mmHg ou chez le malade polypnéique (FR > 40/ mm).	10 à 18 cycles/min. (adulte) (à adapter selon les cas pour obtenir une PaCO ₂ # 40)

I/E I:E	Rapport du temps de l'inspiration sur le temps d'expiration : L'augmentation du temps inspiratoire diminue le retour veineux et le débit cardiaque. Ce rapport doit être compris entre 1/1.5 et 1/2 (expiration deux fois plus longue) pour assurer un bon remplissage du cœur droit. Ce paramètre est en général fixé par le constructeur pour les ventilateurs pneumatiques ou variable en fonction de VT, FR, Débit de pointe et plateau inspiratoire.	1/2 (en général) 1/3 ou 1/4 chez les patients obstructifs
SD Trigger	Seuil de déclenchement : niveau de pression permettant au malade de déclencher un cycle respiratoire dès qu'il amorce une inspiration.	3 cm H2O Délai de déclenchement : 10 – 15 sec
PIMx	Pression maximale d'insufflation à ne pas dépasser. Au-delà l'alarme sonne.	Comprise entre 20 et 25 cm H2O
PIMn	Pression minimale dans les voies respiratoires. Si la pression baisse (fuite par exemple) l'alarme se déclenche.	Comprise entre 3 et 5 cm H2O
HIP Soupir	Hyper insufflation provoquée. Le ventilateur assure, selon une périodicité réglable, une ou 2 grandes insufflations de volume double ou triple du VT délivré par l'appareil.  But : éviter l'atélectasie des zones peu ventilées.	Fixer périodicité et volume courant du soupir.

La ventilation en pression positive est maintenant la modalité ventilatoire la plus utilisée. Les paramètres que nous allons développer dans le chapitre suivant ne concernent que ce type de ventilation.

Pressions inspiratoire (PI) : c'est la pression positive dans la voie aérienne fournie par le ventilateur durant une inspiration. Son objectif est de majorer et d'entraîner une augmentation de la ventilation avec pour objectif final de diminuer l'hypoventilation alvéolaire et donc la PaCO₂.

Pression expiratoire : c'est la pression positive dans les voies aériennes maintenue par le ventilateur à la fin de l'expiration.

Fréquence respiratoire de "sécurité" ou "minimale" ("Back up") : il s'agit du nombre de cycles ventilatoires produits par le ventilateur en 1 mn sachant que le malade a la possibilité dans certains réglages d'avoir une fréquence supérieure spontanée s'il le souhaite.

Rapport inspiration / expiration (I/E) : il s'agit de la proportion entre le temps inspiratoire et expiratoire. Ceci permet, en cas de contrôle par le ventilateur, de réguler le temps inspiratoire et le temps expiratoire à chaque cycle.

Pente inspiratoire (Rise time) : il s'agit du temps en milliseconde que le ventilateur va mettre pour atteindre la pression inspiratoire établie pour chaque cycle. Cette pente inspiratoire n'est pas disponible sur tous les ventilateurs et selon les ventilateurs ce terme va aussi s'appeler différemment et l'unité va aussi être différente.

Rampe expiratoire : c'est le temps en millisecondes mis par le ventilateur pour atteindre la EPAP. A ce jour, un seul ventilateur propose cette rampe. Son utilité n'est pas encore très claire.

Déclenchement inspiratoire ("Trigger" inspiratoire) : il s'agit du mécanisme choisi par le ventilateur pour reconnaître le début de l'inspiration du malade et déclencher le cycle ventilatoire. Ce *Trigger* peut être déclenché après une variation du débit inspiratoire ou une variation de la pression inspiratoire (actuellement en moyenne utilisation) ou il s'agit parfois d'un algorithme mathématique qui mélange plusieurs mesures et dont les détails ne sont pas clairs. Plus le signal mesuré sera faible plus sensible sera le *Trigger*.

« Cyclage » ou « trigger expiratoire » : Il s'agit du moment où le ventilateur comprend qu'il y a eu un changement entre inspiration et expiration pour le patient. La méthode de détection du passage à l'expiration est pour le ventilateur la détection d'une chute du débit par rapport au débit de pointe maximum (« débit de pointe », ou « pic de débit »).

Volume courant : C'est le volume désiré qui se règle en mode de pressurisation par volume ou qui va être visée en mode hybride. Sa dénomination internationale est VT pour *Tidal Volume*.

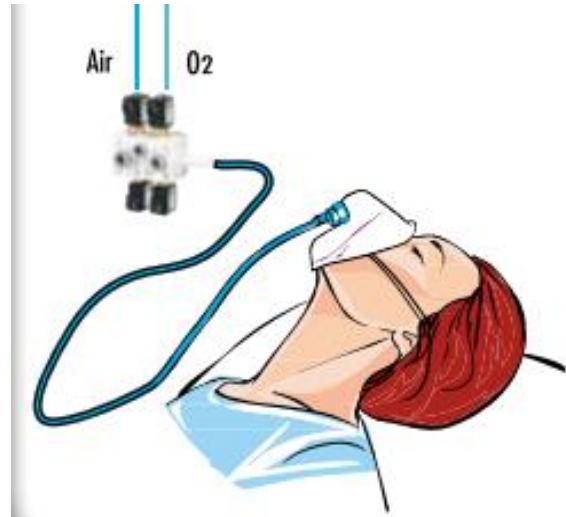
V. RÉALISATION DU PROJET :

L'électrovanne :

Les électrovannes sont conçues pour véhiculer des fluides en lien direct avec le patient, comme par exemple les gaz médicaux dans les respirateurs ou les liquides de dialyse. Ce domaine d'application nécessite des matériaux inertes, de faibles volumes morts, une faible consommation d'énergie ainsi que des formes internes facilitant le nettoyage.

Domaines d'applications médicales :

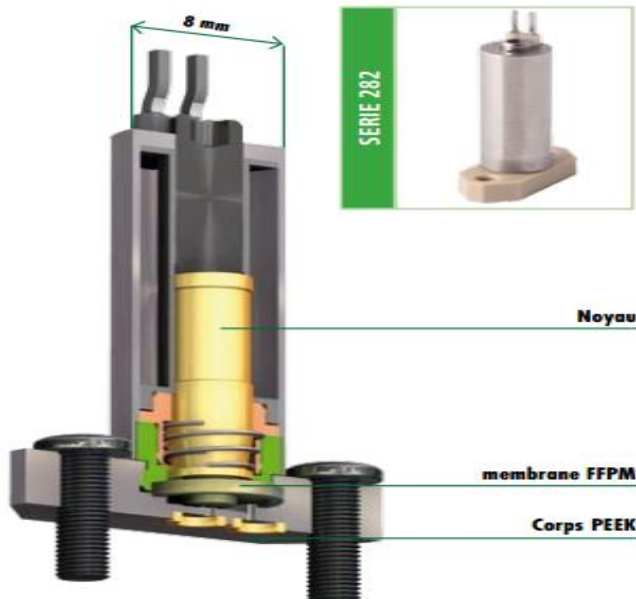
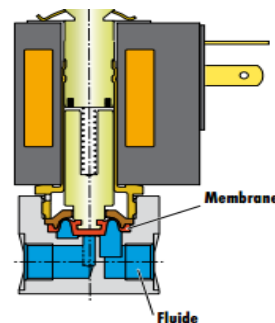
- Respiration artificielle
- Anesthésie
- Oxygène
- Dialyse
- Odontologie
- Stérilisation clinique
- Chirurgie mini-invasive
- Cryochirurgie
- Traitement de la cellulite



Exemple d'application :

Le bloc d'électrovannes régule le volume et/ou le mélange d'oxygène et d'air à destination du patient. Ce qui est le cas pour notre projet (voir le schéma à côté).

Maintenant que nous avons mis le point sur la définition et l'utilisation de l'électrovanne, on présente dans la suite quelques types :



Electrovanne 2/2 à isolation de fluide :

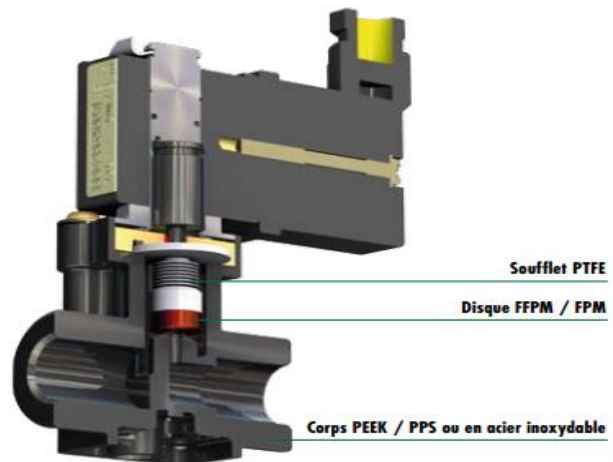
A MEMBRANE :

- Absence de contamination du fluide
- Electrovanne miniatures
- Faible consommation (1 Watt)
- Faible volume interne
- Parfaite capacité à l'auto-drainage
- Rinçage facilité des parties internes
- Matériaux haute-qualité

Electrovanne 2/2 || 3/2 à isolation de fluide :

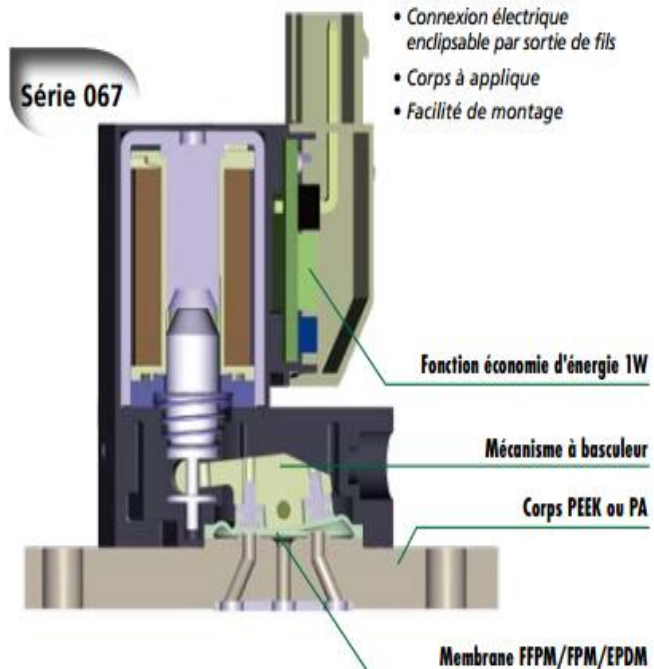
A SOUFFLET :

- Absence de contamination du fluide
- Electrovanne miniatures
- Faible consommation (1 Watt)
- Faible volume interne
- Parfaite capacité à l'auto-drainage
- Rinçage facilité des parties internes
- Matériaux haute-qualité
- Absence de contamination du fluide

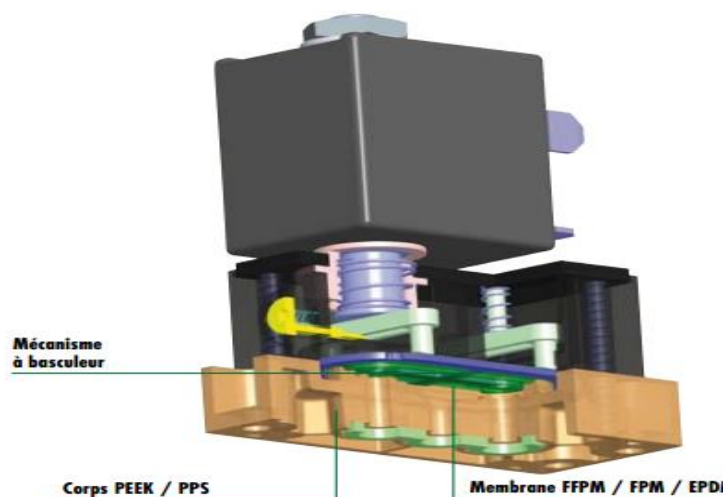


A Basculeur :

- Absence de contamination du fluide
- Electrovanne miniatures
- Faible consommation (1 Watt)
- Echange thermique réduit avec le fluide
- Faible volume interne (< 13 µl)
- Parfaite capacité à l'auto-drainage
- Rinçage facilité des parties internes
- Matériaux haute-qualité
- Grand choix de raccords électriques



Le mécanisme à basculeur et le diamètre de passage important (2,3 ou 4 mm) autorisent une pression admissible élevée (10 bar).



Nous donnons ces informations car elles servent au-delà de l'explication de la commande de l'électrovanne. En effet, si vous commandez des électrovannes, vous aurez à vous poser la différence entre les types et l'utilité de chacun.

Et dans notre projet on a travaillé sur Electrovanne **Microsol 15 mm 2/2 & 3/2**, que vous trouvez son datasheet avec les documents ci-joints.

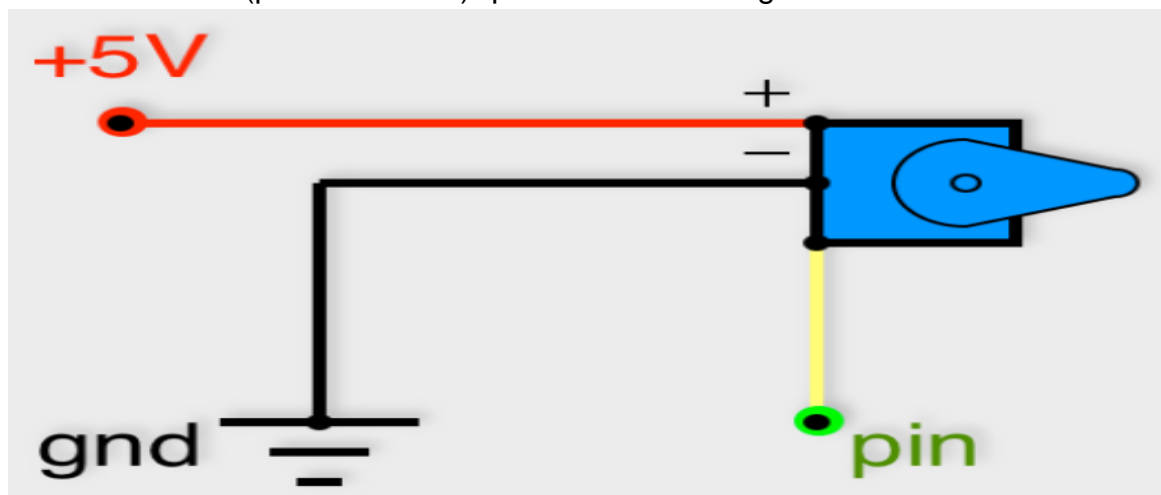
La commande de l'électrovanne :

Nous devons avouer que nous abordons maintenant la partie technique du projet, car en effet, nous allons donner du mouvement à notre théorie !

Dans cette partie nous allons découvrir comment utiliser une **Électrovanne** et le programmer (Contrôler) avec **LABVIEW**.

Les **Électrovannes** qu'on utilise fonctionnent à l'électricité. On peut donc s'attendre à voir au moins deux fils, tout-à-fait, il y en a deux !

- Le fil rouge qui se connecte à l'alimentation (voir avec l'**Électrovanne** utilisé, souvent aux alentours de 12V –Consultez le datasheet-).
- Le fil noir (parfois marron) qui se connecte au grounds.



Et là nous avons tendance à dire : c'est fini ! Votre Électrovanne est connectée et prête à l'emploi !

Connecter les signaux de sortie analogiques à un périphérique DAQ :

Avant que vous commencez :

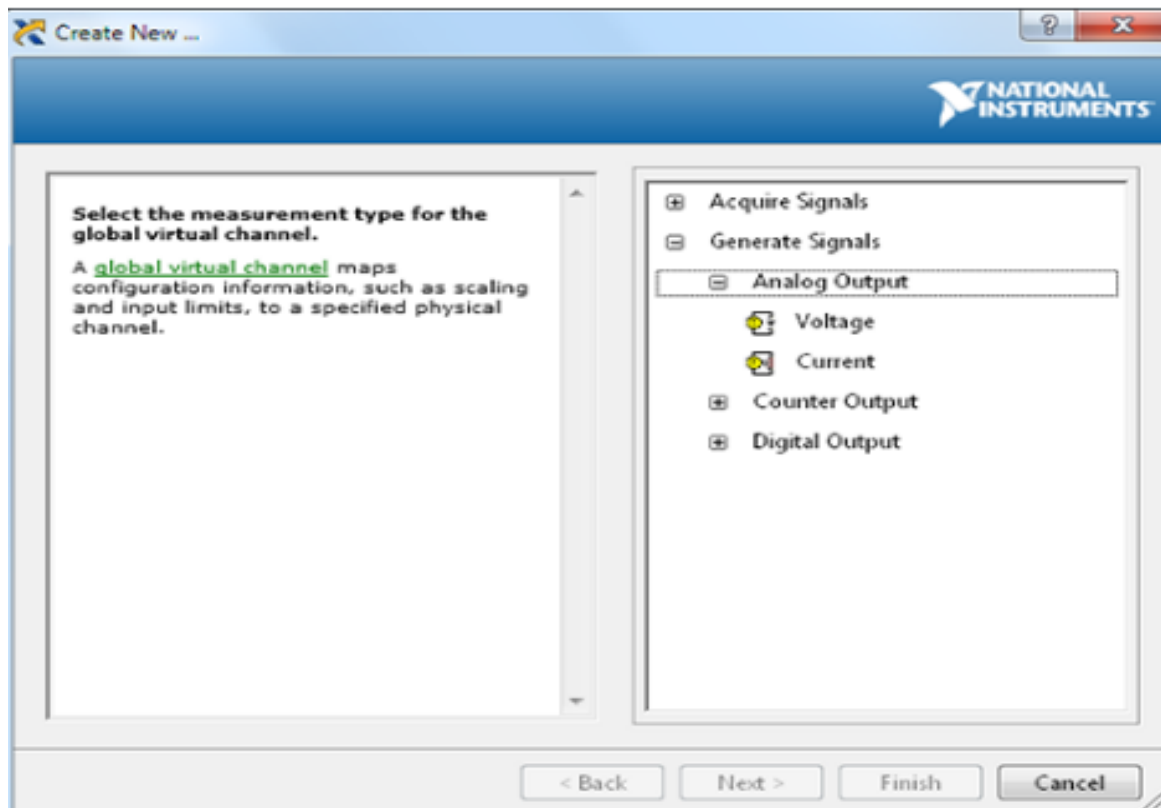
Ce document fournit des instructions pas à pas pour le câblage et la configuration de votre périphérique NI-ELVIS II. afin de générer des signaux de sortie analogiques. Avant de commencer à utiliser votre matériel DAQ, vous devez installer votre environnement de développement d'application et le logiciel du pilote NI-ELVIS II. Reportez-vous au document Installation de LabVIEW et NI-ELVIS II pour plus d'informations.

Principes de base de la sortie analogique

De nombreux périphériques NI DAQ peuvent générer des signaux de tension. Les périphériques DAQ multifonctions disposent généralement de deux ou quatre canaux de sortie analogiques. Les sorties analogiques dédiées ou les appareils CompactDAQ peuvent en avoir plus. Vous pouvez générer des signaux CC à échantillon unique ou des signaux à échantillon multiple variant dans le temps.

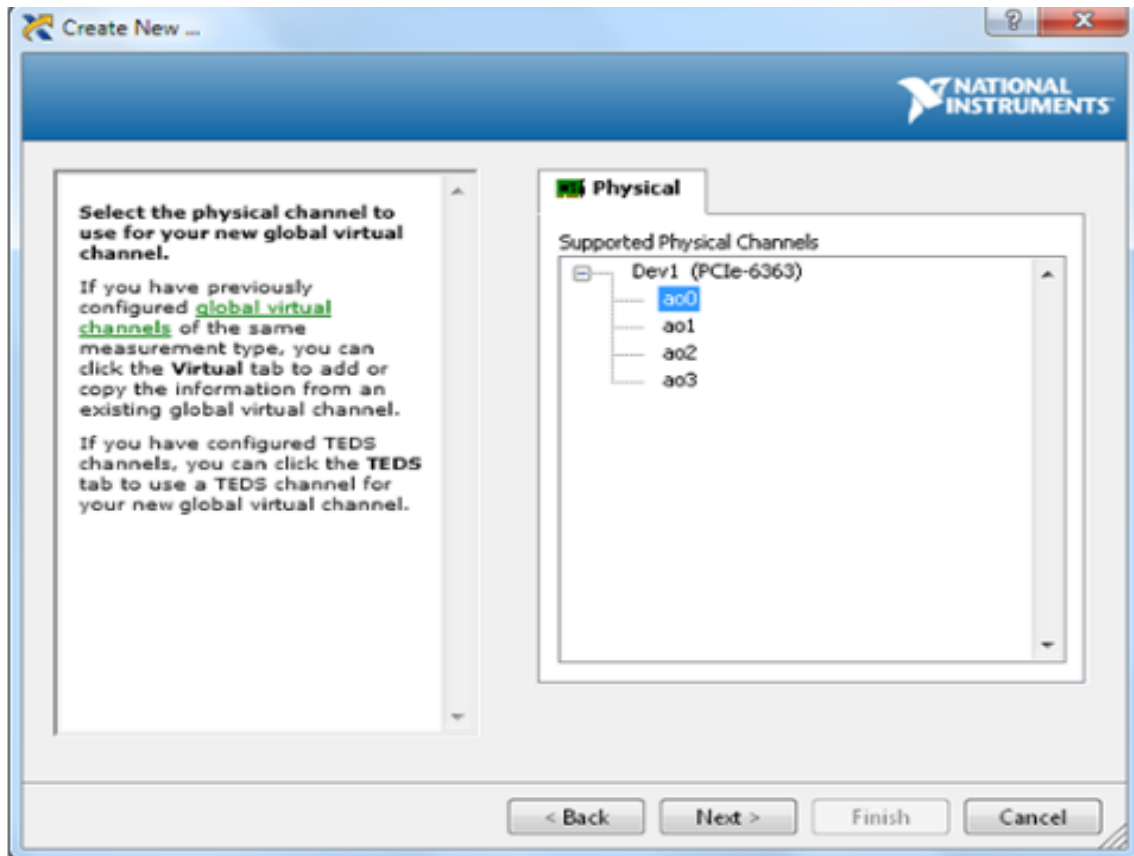
Après mettre dans le VI l'élément DAQ, Suivez ces étapes pour commencer :

- 1- Sélectionnez Générer des signaux » Sortie analogique » Tension :



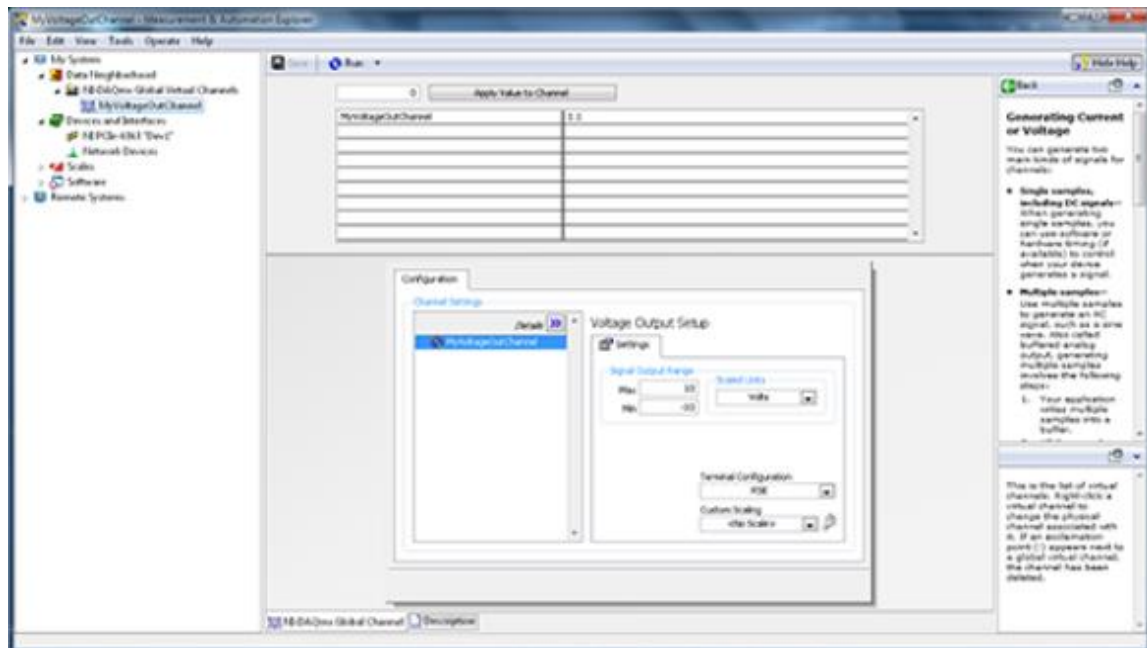
- 2- Sélectionnez le canal physique auquel vous allez connecter votre sortie de tension.

N.B qu'un canal physique est un terminal ou une broche sur lequel vous pouvez mesurer ou générer un signal analogique ou numérique. (Dans le nôtre, on a travaillé avec a0).



3-Cliquez sur Suivant et entrez un nom pour le canal virtuel global ou laissez le nom par défaut.

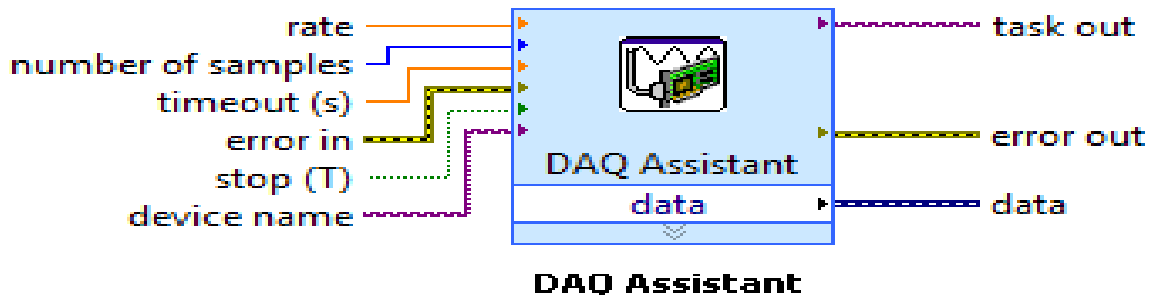
4-Cliquez sur Terminer et vous devriez voir l'écran suivant dans MAX :



5-Dans l'onglet Paramètres, saisissez les valeurs de tension minimale et maximale que vous souhaitez générer à partir de votre mesure (-10 V à 10 V par défaut).

Pour contrôler votre Electrovanne +12V max 0V min.

Et pour les échantillons : **Un échantillon sur demande.**



Et notre DAQ Assistant est bien configuré, prêt pour être utilisé dans votre programme. (On a un exemple de programme au-dessous).



À propos du code : On met une boucle par exemple qui tourne 1000 fois avec un Delay (timer) qu'on peut le modifier avec un slider. Dans la boucle on ajoute la fonction Modulo 2-avec le i de la boucle, afin d'avoir deux valeurs pour une fonction de condition. Si le modulo==1 on peut par exemple donner l'ordre à DAQ d'émettre 12V, si modulo==0 DAQ à pour valeur 0V.

L'ordre et le contenu des tests doit être précis et réfléchi. En effet, des tests mal réalisés sont souvent les raisons de bien des dysfonctionnements de programmes...

Servovalve :

Le nom lui-même est intrigant. Notez bien qu'il ne s'agit pas de cerveau ! mais bien de servo. Ce mot vient du latin "servus", qui signifiait esclave. Une servo valve est donc une valve esclave... mais de quoi ?

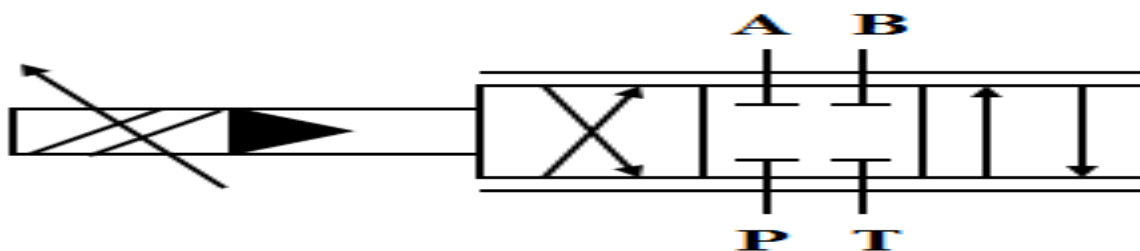
Tout d'abord, une petite image de présentation :



Caractéristiques et intérêt :

Les servovalves ont été les premiers organes conçus pour interfacer directement l'électronique et l'hydraulique. Elles sont particulièrement utilisées en aéronautique et dans les asservissements électrohydrauliques sophistiqués de l'armement et de la robotique.

Les servovalves se caractérisent par de hautes performances en précision et surtout par leur faible temps de réponse.



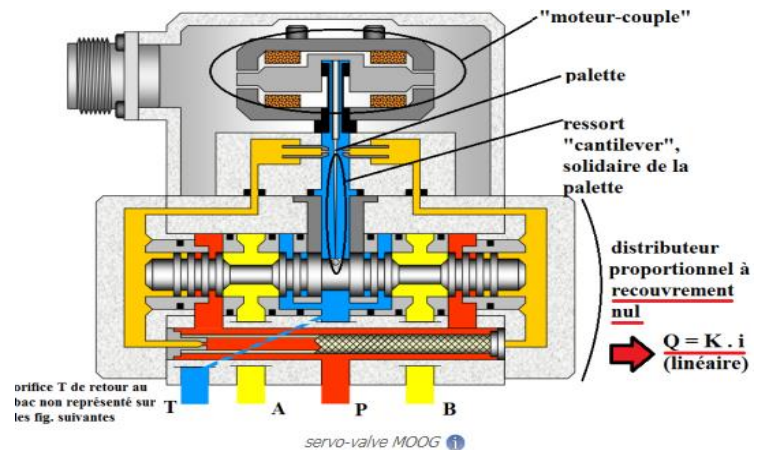
Le centre est toujours fermé

Symbole d'une servo-valve ⓘ

Description :

Une servovalve comporte en général 2 étages. L'étage de puissance est un distributeur proportionnel classique à tiroir, à recouvrement nul. (D'où la nécessité d'une grande précision de réalisation qui induit des coûts élevés). L'étage de commande a pour objectif de commander le **déplacement du tiroir** en créant une différence de pression ΔP entre ses 2 extrémités. Ce ΔP est obtenu par un système de buses-palette.

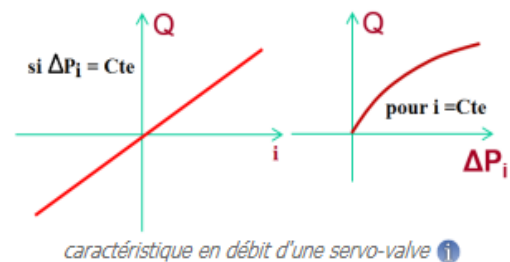
La position de la palette située entre les 2 buses est commandée par un moteur-couple. Cette palette est prolongée d'un élément élastique appelé **ressort cantilever**. L'extrémité de ce ressort est logée dans une rainure du tiroir.



Principe de fonctionnement :

Lorsqu'il n'y a **pas de courant de commande**. La **palette est en position centrale** entre les 2 buses. Le fluide venant de l'orifice **P** passe au travers de gicleurs jusqu'aux buses. La pression du fluide qui alimente les 2 buses est identique. Cette **pression s'applique des 2 côtés du tiroir** qui reste donc en **équilibre en position centrale**. Les orifices A et B sont donc fermés.

Lorsque le moteur-couple est **commandé par un courant i**, la **palette se déplace** vers une des 2 buses (ici, vers celle de droite) et gêne donc la sortie du fluide par cette buse. On crée donc une perte de charge supplémentaire qui provoque l'augmentation de la pression côté droit du tiroir.

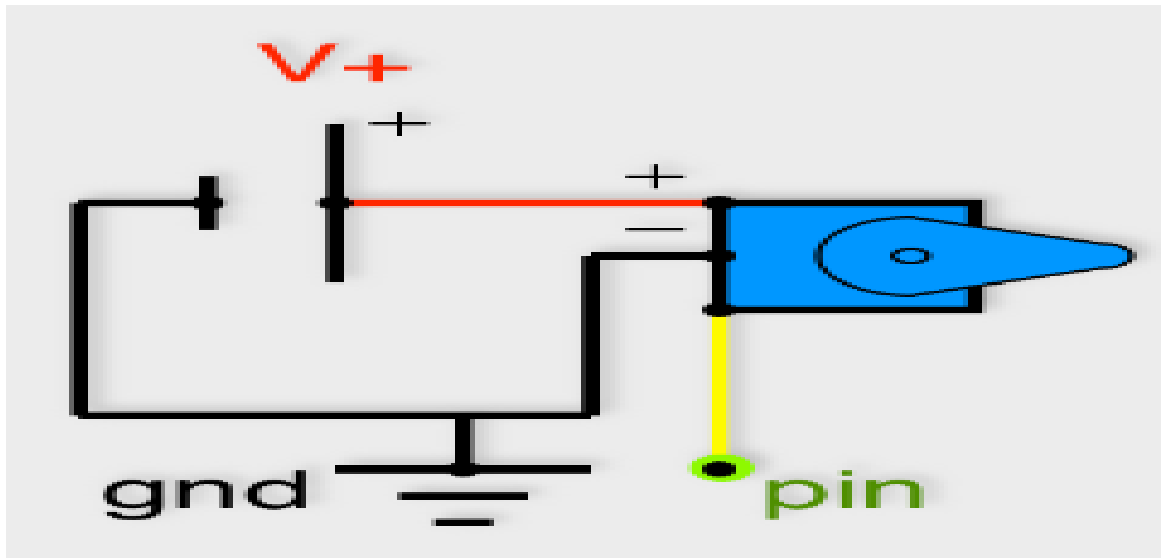


Les servo-valves ne sont pas compensées en pression. Le débit **Q** en sortie **dépend** donc de la perte de charge **ΔPi** entre son entrée et sa sortie. L'étage de puissance d'une servo-valve est construit avec un **tiroir à recouvrement nul**. Pour une perte de charge **ΔPi = constante**, on obtient donc une **caractéristique linéaire** du débit **Q** en fonction du courant de commande **i**. Elle sera du type :

$$Q = K \cdot i \cdot \sqrt{\Delta P_i}$$

Nous donnons ces informations car elles servent au-delà de l'explication de la servovalve. En effet, si vous fabriquez le prototype du respirateur, vous aurez à vous poser la question à propos de la relation entre le courant et le débit (voir en haut –presque linéaire-).

Connexion d'une servovalve à une carte NI-ELVIS II :



Les servomoteurs que vous utiliserez fonctionnent à l'électricité. On peut donc s'attendre à voir au moins deux fils, ce qui est le cas !

Le fil rouge qui se connecte à l'alimentation (voir avec le servo utilisé, souvent aux alentours de 12V), On recommande d'utiliser le pin supply+

Le fil noir (parfois marron) qui se connecte au grounds.

Comme auparavant nous utilisons le DAQ (Consultez la commande de l'électrovanne pour avoir les infos complètes sur ce composant) afin de mettre une connexion entre le Vi et servovalve.

Le code LabVIEW :



Ce code est le même de la commande de l'électrovanne, en effet on doit générer un signal de 12 V pour commander les dispositifs électroniques.

Capteur de pression :

- **Présentation du capteur :**

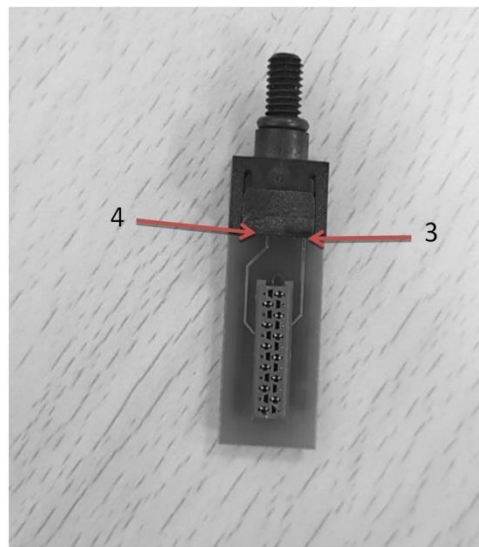
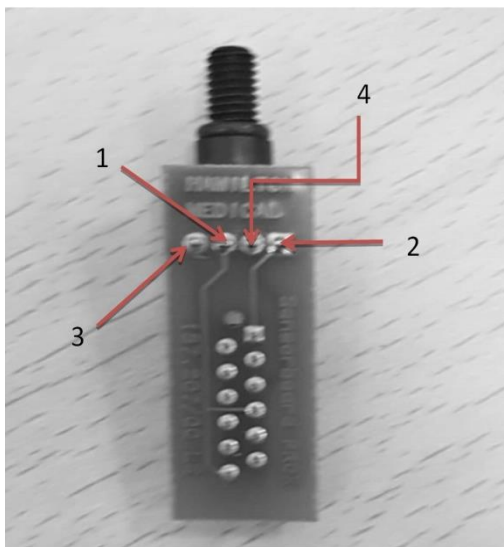
Introduction:

Le capteur de pression constitue la base de la mesure de pression. Il est composé d'un corps d'épreuve, un élément mécanique -- solide ou liquide -- soumis à des variations sous l'effet de la pression.

Les capteurs piézoélectriques, par exemple, sont construits à partir de cristaux (quartz, etc.) qui se polarisent électriquement lorsqu'ils sont soumis à des contraintes mécaniques. Le principe d'un capteur capacitif repose, quant à lui, sur le fait qu'une différence de pression entraîne une variation d'épaisseur entre les couches conductrices d'un condensateur et, donc, une variation de la capacité de la cellule.

Il existe trois grands types de capteurs de pression : les capteurs de pression absolue, relative ou différentielle.

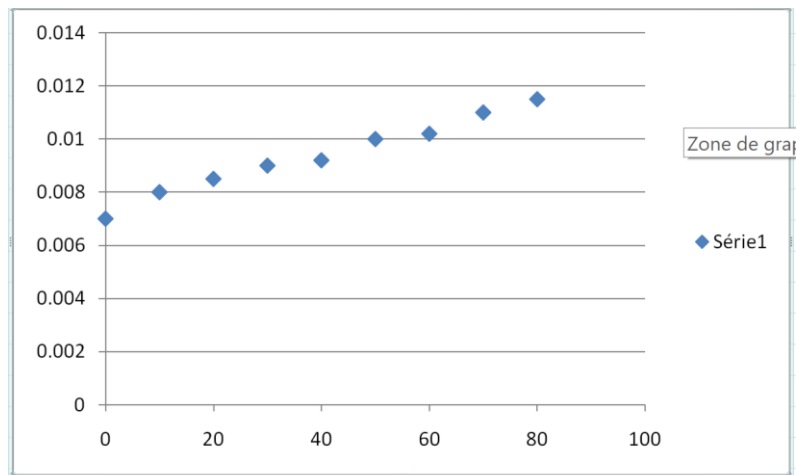
Ci-dessous une DataSheet du capteur de pression que nous avons manipulé, réalisé après avoir lors de plusieurs tentatives



Datasheet :

- 1- $V_{cc}=+(-) 5V$;
- 2- GND
- 3- $A0 + (getSignal +)$
- 4- $A0 - (getSignal -)$

[illegible]



Méthode:

Le modèle qui exprime la relation entre Y et X est définie par:

$$Y=b_0+b_1 \cdot X$$

Ajustement du modèle aux données. Estimation des coefficients de la droite par la méthode des moindres carrés.

Le modèle étant posé, il faut estimer numériquement les paramètres du modèle, c'est-à-dire calculer les valeurs numériques des coefficients qui correspondent le mieux aux données. Cela revient à déterminer la droite qui s'ajuste le mieux aux données, c'est-à-dire la droite qui est la plus proche des points.

Selon quel critère et quelles sont les formules permettant d'obtenir des valeurs estimées des coefficients ?

Sol : **Le critère des moindres carrés**

Parmi toutes les droites possibles, on cherche la droite pour laquelle la somme des carrés des écarts verticaux des points à la droite est minimale.

Formules de calcul des coefficients estimés :

$$\hat{b}_1 = \frac{cov(x, y)}{var(x)} = r(x, y) \sqrt{\frac{var(y)}{var(x)}}$$

$$\hat{b}_0 = \bar{y} - \hat{b}_1 \bar{x}$$

Tout calcul effectué, on se retrouve avec les valeurs:

$$B_0= 0.05626$$

$$B_1=0.007$$

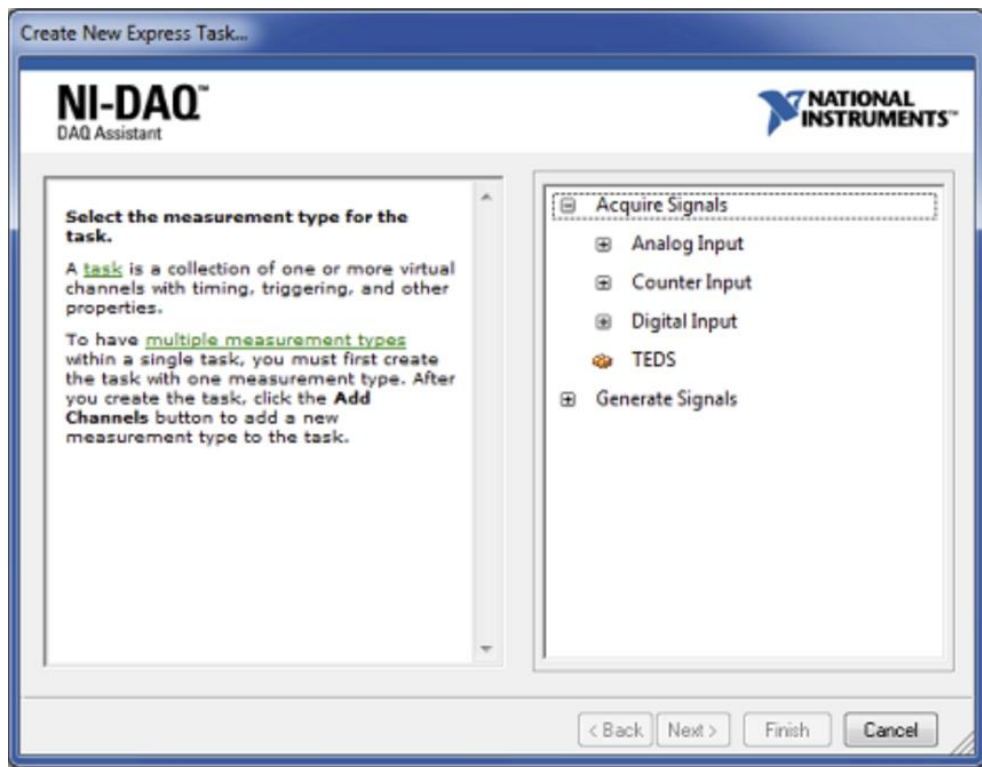
Acquisition du signal fourni par le capteur de pression

Principe de prélèvement du signal

Afin de permettre une connexion entre notre capteur de pression et le NI Elvis II nous utiliserons, comme auparavant, le DAQ Assistant, mais cette fois-ci avec une configuration différente: Maintenant, on a besoin d'afficher le signal acquis et non de générer un.

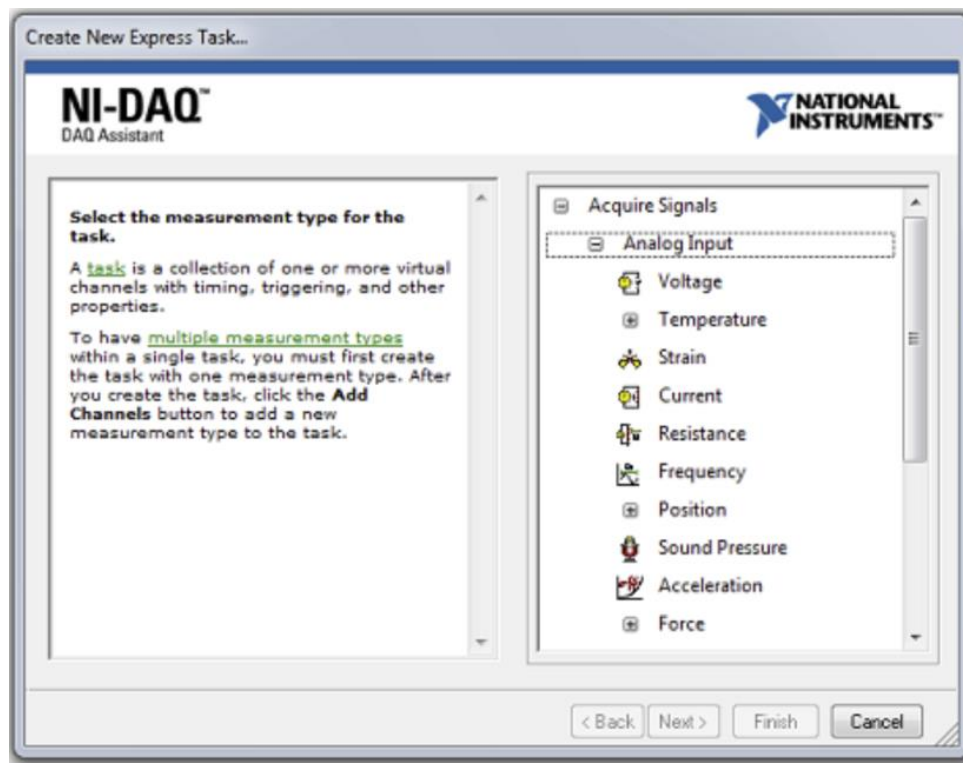
Les étapes à suivre:

Une fois que vous avez localisé le VI Express Assistant DAQ à l'emplacement approprié, sélectionnez-le dans la palette et déposez-le sur le diagramme de votre VI. Par défaut, la page de propriétés devrait apparaître, vous permettant de configurer votre tâche. La première étape consiste à sélectionner votre type de mesure.

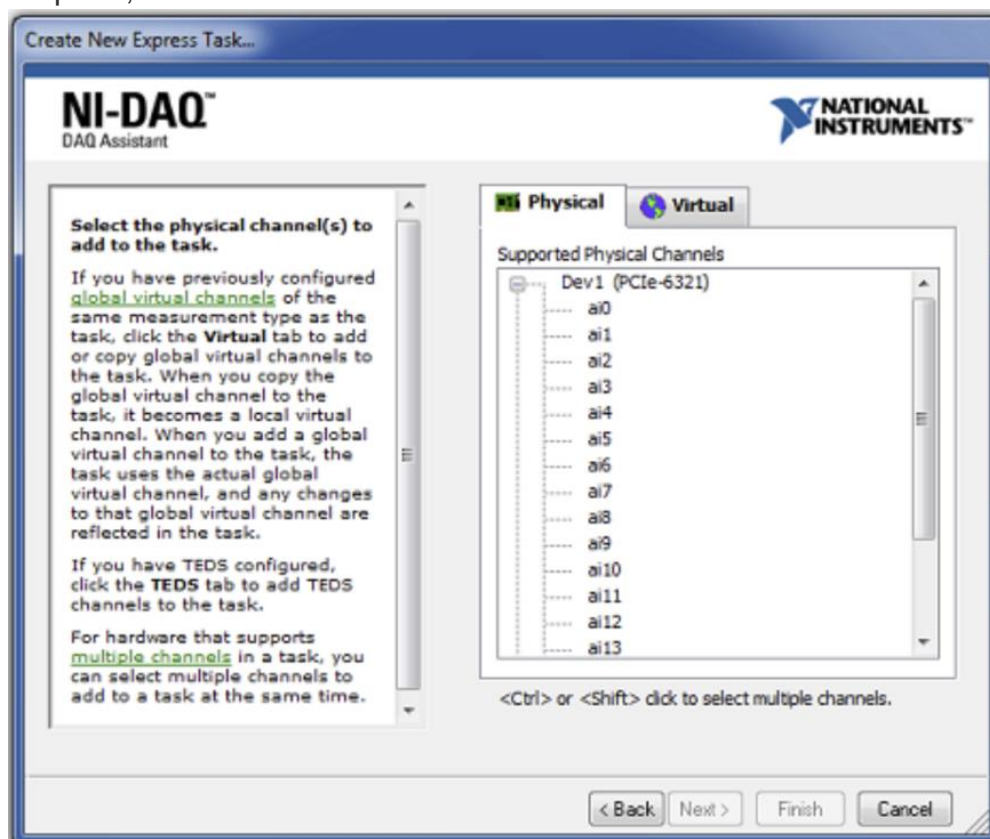


Configuration du VI DAQmx Express à l'aide de l'assistant DAQ (entrée analogique)

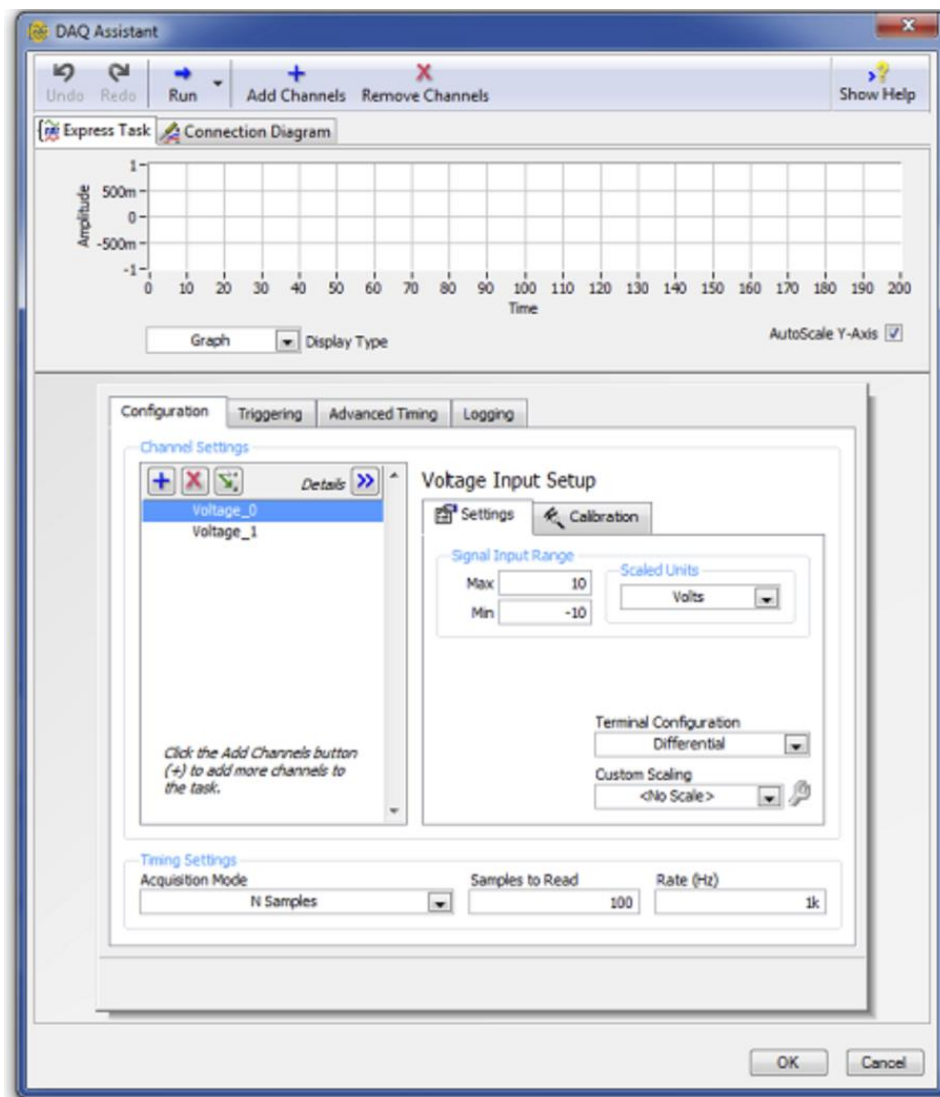
Il existe plusieurs options pour une acquisition d'entrée analogique. Dans notre cas, nous allons parcourir une simple entrée analogique >> Mesure de tension(Voltage).



Une fois que vous avez sélectionné Voltage comme type d'acquisition d'entrée analogique, vous aurez la possibilité de sélectionner les canaux que vous souhaitez acquérir. Le premier écran que vous verrez vous permettra de sélectionner les canaux physiques que vous souhaitez acquérir, en créant des canaux locaux.

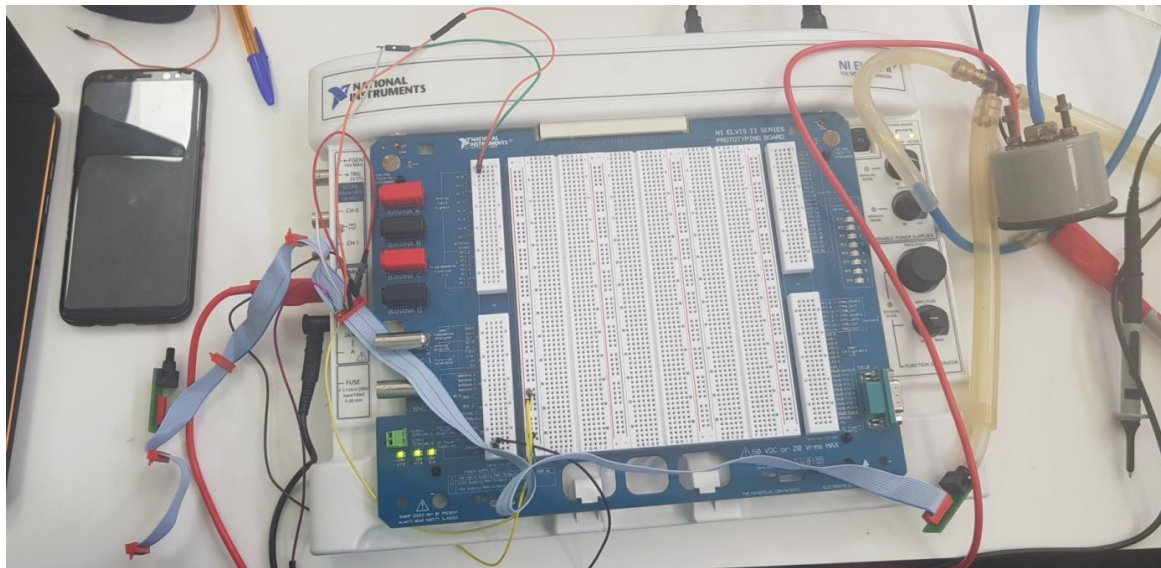


Une fois que vous avez sélectionné le (s) canal (s), cliquez sur le bouton Terminer. Cela affichera la page de configuration de la tâche d'entrée analogique.



Ici, vous pouvez configurer votre tâche pour acquérir les données exactement comme vous le souhaitez. Vous pouvez définir votre **plage d'entrée du signal** sur une plage adaptée au (x) signal (s) que vous acquérez ([0.004 ; 0.02] dans notre cas). Vous pouvez définir la configuration du **terminal** sur le mode de votre acquisition (différentiel, référence simple, non référencé). Au moment de la **tâche** onglet, vous pouvez définir comment vous allez acquérir vos données. Dans cette manipulation, Vous pouvez acquérir N échantillons, qui acquiert un ensemble fini d'échantillons (matériel synchronisé).

Montage réalisé :



- réalisation pour l'acquisition du signal :



VI. BIBLIOGRAPHIE :