



# DEFIBRILLATION

concept & explications



# LE COEUR

## FONCTIONNEMENT

Le coeur est composé de deux parties indépendantes (le coeur droit et le coeur gauche). Chacune dispose d'une oreillette et d'un ventricule.

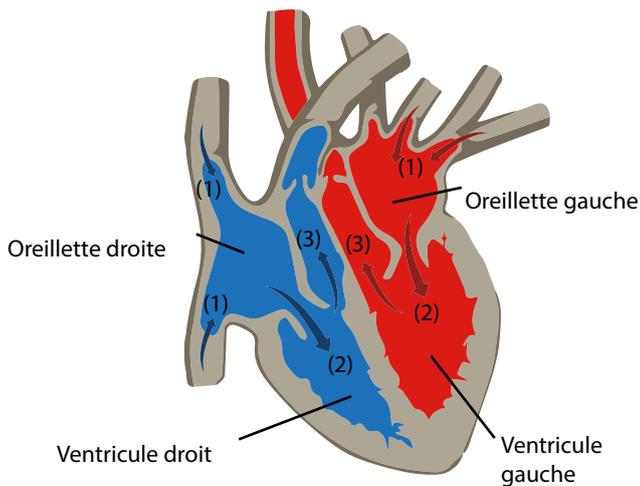


Figure 1: Le cycle cardiaque sanguin

Le sang arrive par les veines (1) dans les oreillettes, il est ensuite chassé par la contraction de ces dernières vers les ventricules (2). Les ventricules se contractent alors pour expulser le sang vers les organes via les artères (3).

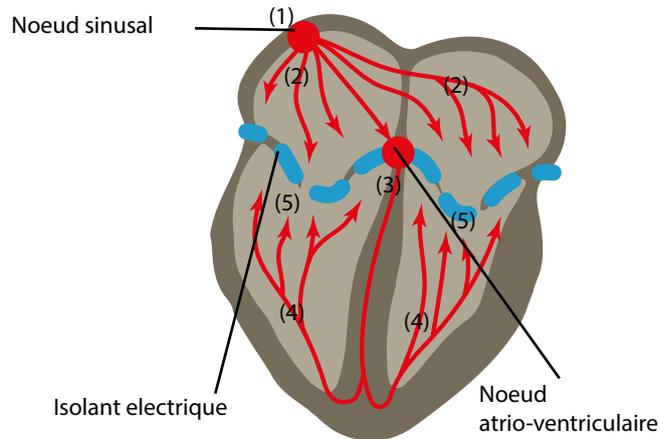


Figure 2: Le cycle cardiaque électrique

Le signal électrique est généré par le noeud sinusal (1). Il parcourt les oreillettes (2) (contraction des oreillettes) pour aller vers la pointe du coeur via le noeud atrio-ventriculaire (3). Il remonte ensuite dans les ventricules (4) (contraction des ventricules) jusqu'à venir s'arrêter sur la paroi isolante (5) qui sépare ventricules et oreillettes.

## PROPAGATION DES SIGNAUX ELECTRIQUES

Au niveau cellulaire, le signal électrique se propage d'une cellule à l'autre<sup>1</sup>.

Après avoir été activées les cellules sont soumises à une période d'inexcitabilité d'environ 300 ms : c'est la période réfractaire (figure 3). La propagation est uniquement possible vers les cellules au repos.

Cela donne lieu à des déplacements de fronts de signaux électriques (figure 4).

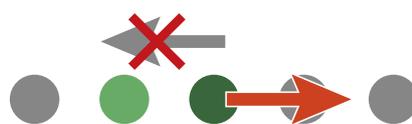
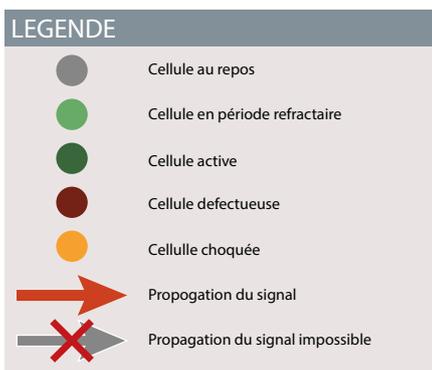


Figure 3: Période réfractaire, elle force le sens de propagation

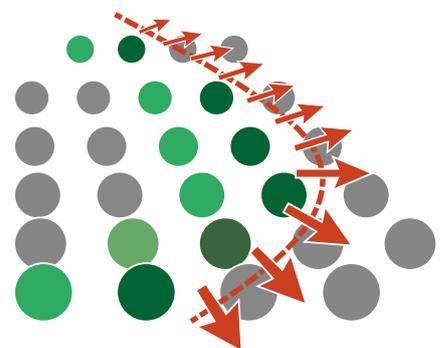


Figure 4: Propagation d'un front de signaux électriques

# FIBRILLATION VENTRICULAIRE OU ATRIALE (FV/FA)

Des obstacles influencent la propagation du signal électrique à travers le coeur. Ces obstacles peuvent être des cellules cardiaques défectueuses qui stoppent la propagation des signaux électriques (figure 5).

Ils peuvent créer des phénomènes de réentrée (figure 6) : les signaux électriques vont tourner autour de ces obstacles (ex : cellules défectueuses) et repartir vers une autre direction.

Le phénomène de réentrée<sup>2</sup> poussé à l'extrême (réentrées multiples), est à l'origine de la fibrillation (figure 7).



Les oreillettes et les ventricules étant isolés électriquement, la fibrillation peut avoir lieu seulement dans l'une ou l'autre de ces parties : on parle de fibrillation ventriculaire ou de fibrillation atriale.

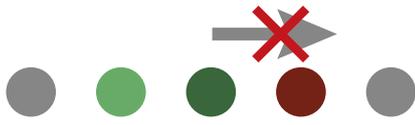


Figure 5: Arrêt de la propagation



Figure 6: Phénomène de réentrée

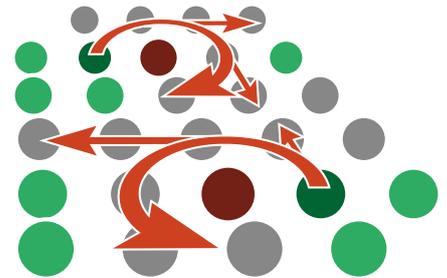


Figure 7: Fibrillation, réentrées multiples entretenues



Lorsque le coeur est en état de fibrillation ventriculaire et en l'absence de réanimation cardio-pulmonaire (RCP) efficace, le sang ne circule plus. Chaque minute, les chances de survie diminuent de 10% car les organes (cerveau, foie,...) ne sont plus irrigués.

# LA DEFIBRILLATION

## PRINCIPE

Comme l'indiquent les schémas 8 et 9, le signal ne peut se propager vers une cellule excitée.

La défibrillation consiste à exciter le plus grand nombre possible de cellules cardiaques, dans le but de stopper la propagation des fronts de signaux électriques<sup>3</sup> (figures 10 et 11).



Les recommandations de l'ERC et de l'AHA\* ne conseillent pas l'utilisation d'ondes monophasiques car elles causent une longue période de sidération post-choc (silence électrique du coeur). Cela est dû à l'absence du rééquilibrage forcé des charges aux bornes des membranes cellulaires.

La deuxième phase de l'onde biphasique permet ce rééquilibrage, évitant ainsi la sidération post-choc.



Figure 8: Propagation juste avant le choc

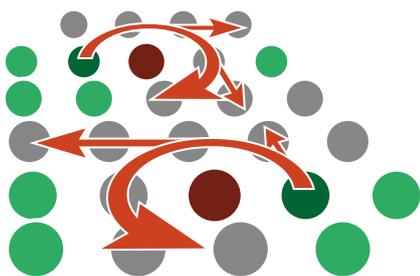


Figure 9: Propagation des fronts de signaux électriques juste avant le choc

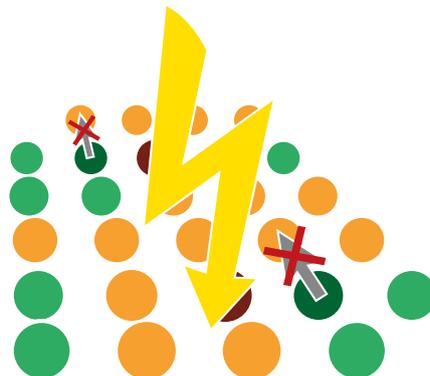


Figure 10: Fibrillation stoppée par le choc



Figure 11 : Propagation stoppée par le choc

\*European Research Council (ERC), American Heart Association (AHA) : Sociétés savantes

# LA DEFIBRILLATION EXTERNE A MOINDRE RISQUE

## LA CHRONAXIE <sup>4</sup>

Pour être excitées, l'ensemble des cellules doit être soumis à un fort courant électrique. Néanmoins, afin de ne pas abimer le corps du patient, il est nécessaire de délivrer cette énergie dans un temps très court, aussi proche que possible de la chronaxie (figure 12).

*La chronaxie est la durée qui permet d'exciter efficacement un ensemble de cellules en utilisant le moins d'énergie possible. Chez l'humain sa valeur est comprise entre 2 et 6 ms.<sup>5</sup>*

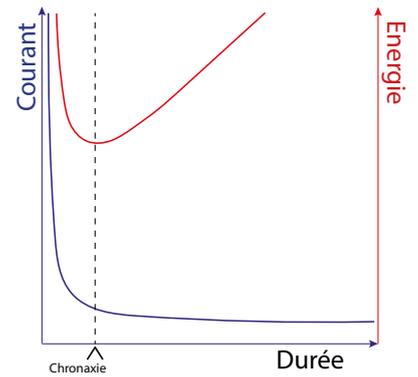


Figure 12: Courant et énergie minimum nécessaire à l'excitation d'un ensemble de cellules

## ÉNERGIE CONSTANTE

D'après la loi physique  $U = R \times I$ , lors de la défibrillation, la tension étant fixée, l'intensité de courant qui traverse le patient est fortement diminuée lorsque celui-ci a une impédance plus grande (figure 13). Afin de conserver une énergie délivrée au patient constante, un système de compensation de l'impédance patient est nécessaire.



L'impédance transthoracique varie en fonction de nombreux paramètres:

- La taille des électrodes
- L'interface peau-électrode
- Le volume de la cage thoracique
- La texture de la peau
- La corpulence du patient

*L'impédance transthoracique (ou l'impédance du patient) est la capacité qu'a le thorax à s'opposer au flux de courant électrique.*

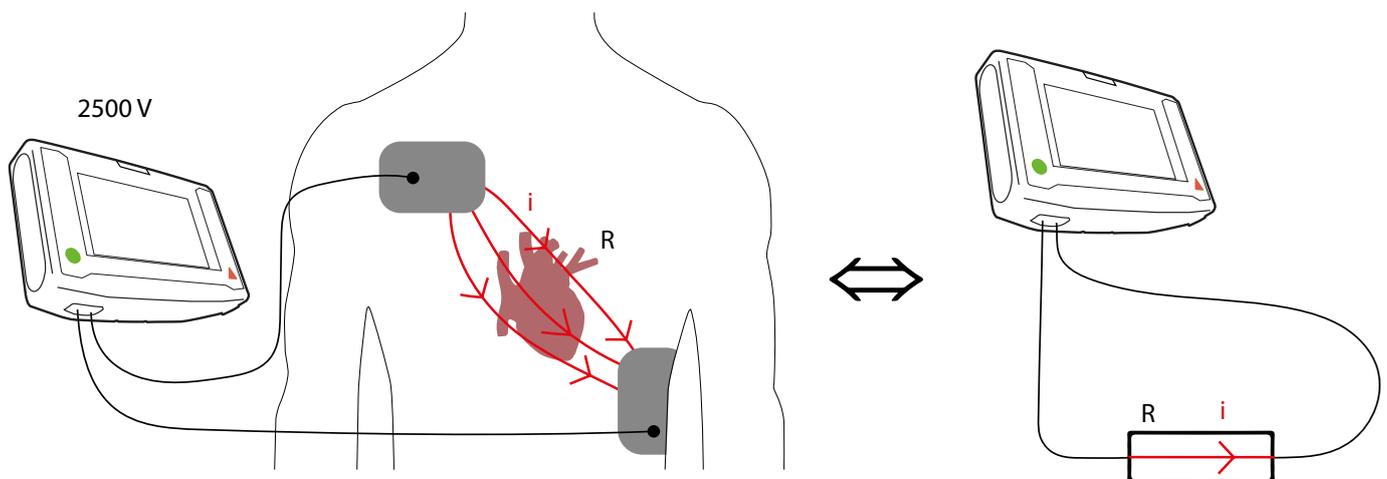


Figure 13: Equivalence entre l'impédance du thorax et celle d'une résistance classique

## ELECTROPORATION<sup>6</sup>

Lorsqu'une cellule est soumise à un gradient de tension au-delà de 25 à 30V/cm, des pores se forment à sa surface pour laisser passer le courant, c'est l'électroporation.

Ce phénomène est réversible et même nécessaire lors d'un choc de défibrillation externe (figure 14). Si le gradient de tension est trop important ou appliqué pendant une durée trop longue, les pores peuvent ne jamais se refermer. Le phénomène est alors irréversible (figure 15), cela cause la mort cellulaire.

*Le gradient de tension est une tension donnée par unité de longueur. Par exemple, 100V appliqué sur 1 cm (100V/cm).*

*Le risque d'électroporation irréversible est inexistant lors de l'application d'un gradient de tension inférieur à 100V/cm pendant moins de 20ms.*

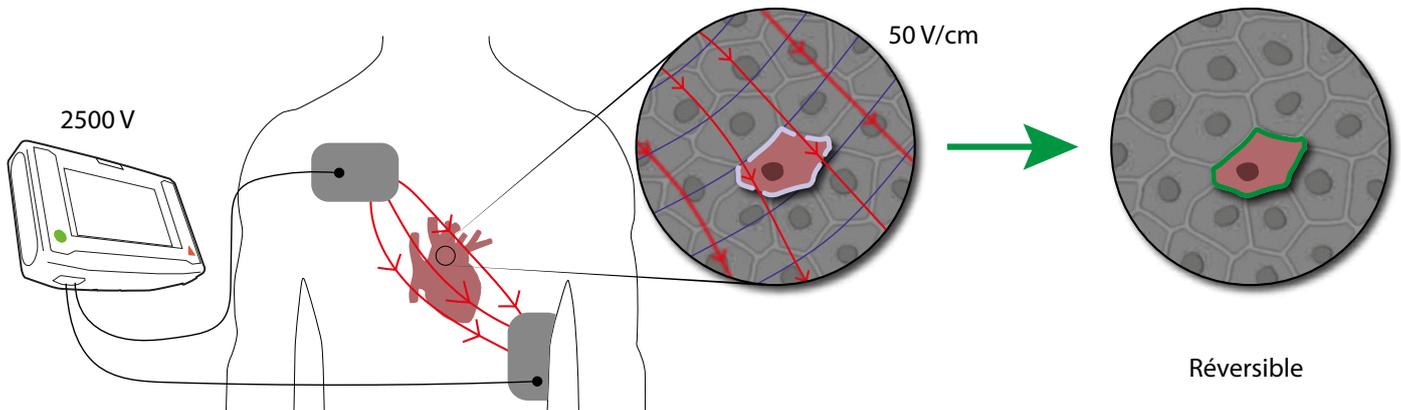


Figure 14: Electroporation réversible avec une tension de 2500V.

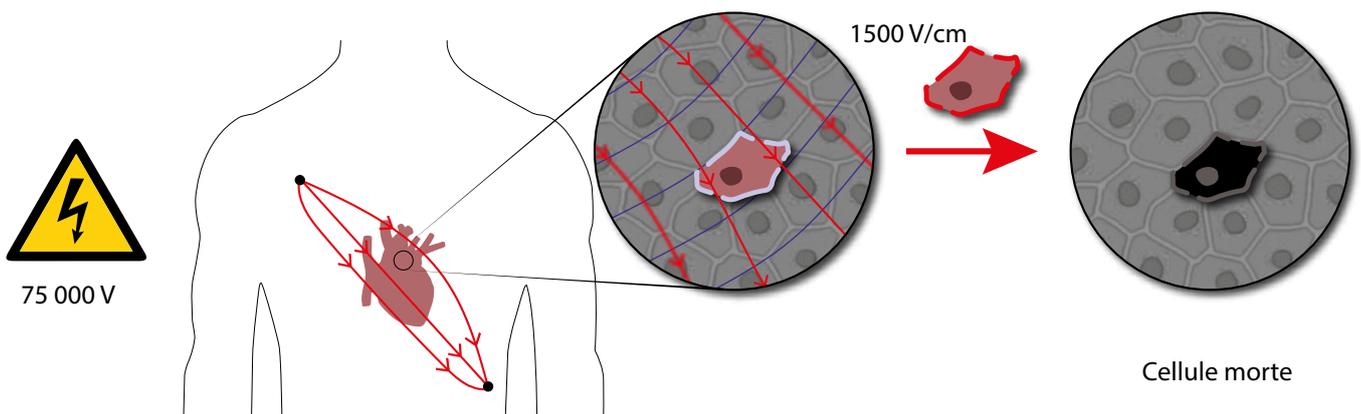


Figure 15: Electroporation irréversible avec une tension de 75 000V.

## EN RÉSUMÉ

Pour une défibrillation efficace et sans danger il faut donc:

- Exciter un maximum de cellules en appliquant un courant suffisant
- Transmettre le moins d'énergie possible au patient en adaptant la durée du choc à la chronaxie
- Eviter une électroporation irréversible en ajustant (en amplitude et en durée) la valeur du gradient de tension appliqué.
- Garantir une énergie totale constante reçue lors du choc quelque soit l'impédance du patient en utilisant une compensation en impédance.
- Limiter la période de silence post-choc, grâce à l'onde biphasique.

# SCHILLER MULTIPULSE BIOWAVE®

La plupart des anciens défibrillateurs utilisent des ondes monophasiques. Cependant, de nombreuses études validées par l'AHA (American Heart Association) et l'ERC (European Resuscitation Council) ont montré aujourd'hui que l'utilisation d'ondes biphasiques est plus efficace.

SCHILLER a fait le choix d'utiliser une technologie appelée Multipulse Biowave qui est une onde de défibrillation biphasique tronquée<sup>7</sup>.

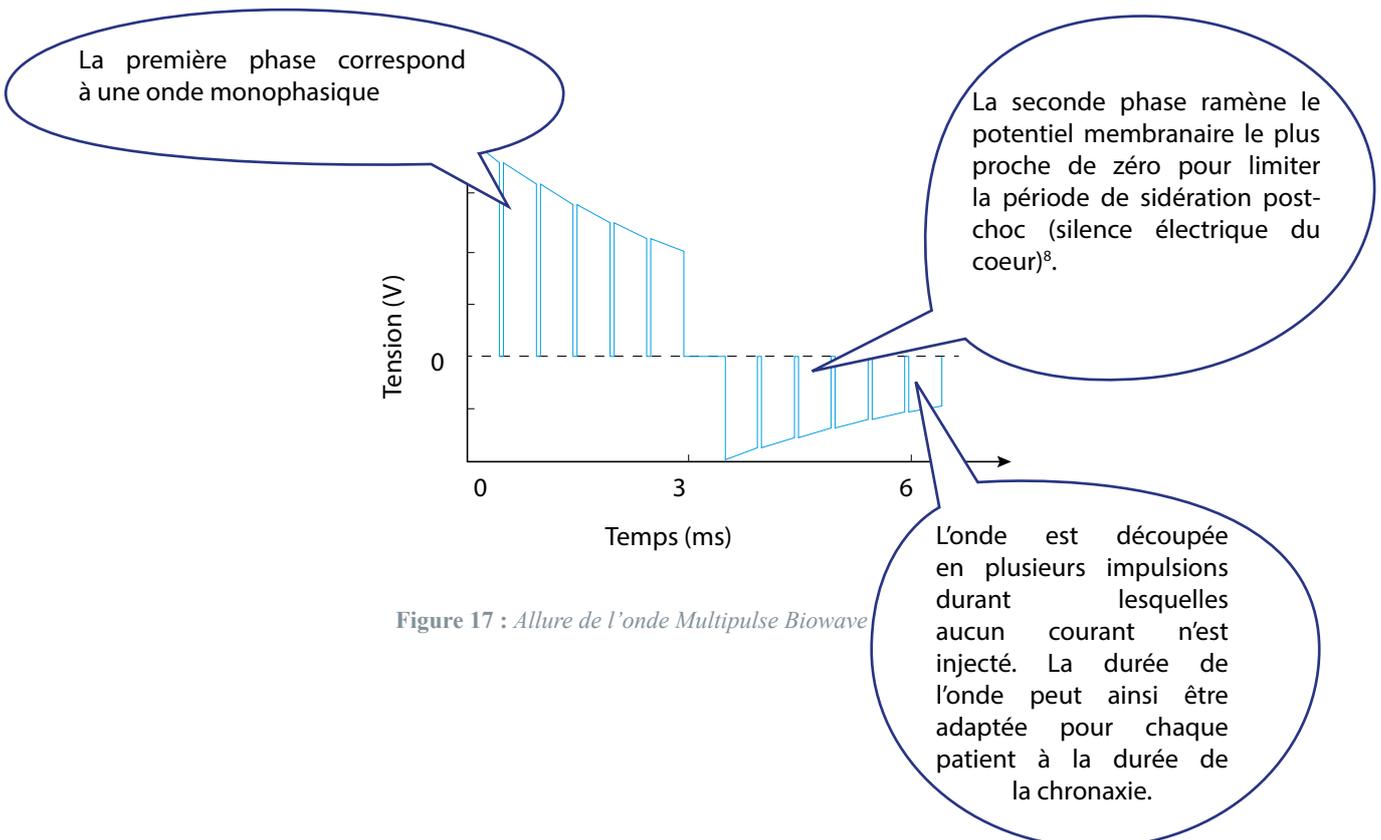


Figure 17 : Allure de l'onde Multipulse Biowave

D'après une étude réalisée sur 102 patients<sup>9</sup>, 95 % des patients ont une impédance comprise entre 45 et 135 Ohms. Dans cet intervalle et afin de maintenir une énergie totale de choc pratiquement constante en fonction de l'impédance patient, la durée de la première phase de notre onde est comprise entre 3 et 6 ms.

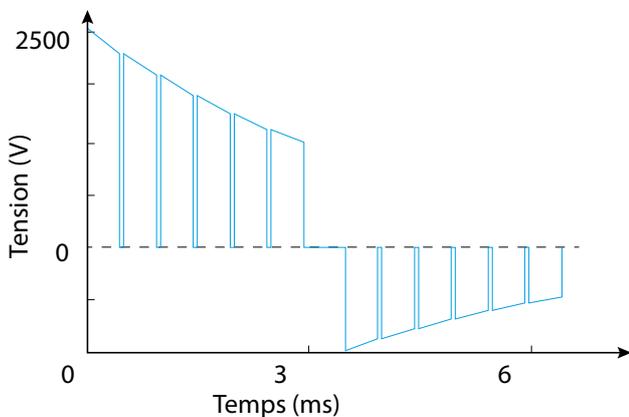


Figure 18: Forme de l'onde pour une impédance de 45 Ohms

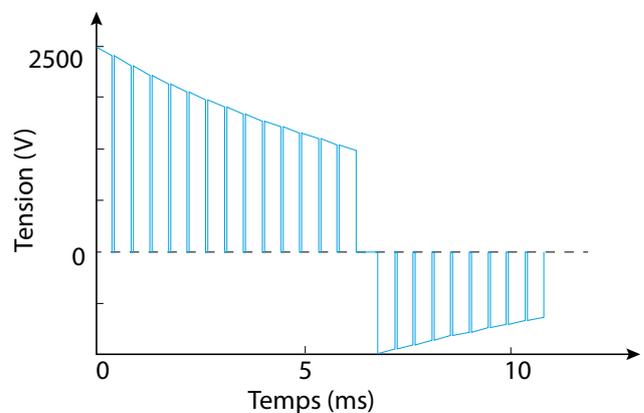


Figure 19: Forme de l'onde pour une impédance de 135 Ohms



Selon une étude réalisée sur des patients présentant des fibrillations atriales<sup>10</sup>, l'onde de défibrillation Multipulse Biowave<sup>†</sup> possède l'avantage de diminuer les complications post-choc.

# LES AVANTAGES DE LA TECHNOLOGIE SCHILLER

## EFFICIENCE ENERGETIQUE

La plupart des défibrillateurs ont des technologies permettant de limiter les variations d'énergie causées par les différentes impédances patient, par exemple en dissipant cette énergie dans des résistances. Contrairement à ces appareils, SCHILLER a fait le choix de l'efficacité énergétique, en transmettant le plus d'énergie possible au patient par rapport à celle stockée au départ, grâce à l'utilisation d'un condensateur de faible capacitance.

## UNE ENERGIE TROP ÉLEVÉE EST INUTILE ET DANGEREUSE<sup>11</sup>

SCHILLER limite volontairement l'énergie disponible sur ses défibrillateurs, et pourtant ils sont aussi efficaces que d'autres appareils qui embarquent une onde plus énergétique (360J comme sur les anciens défibrillateurs monophasiques). Ces défibrillateurs à haute énergie ne sont pas plus efficaces car la durée du choc s'éloigne de la valeur de la chronaxie.

Ces avantages permettent à SCHILLER de produire les défibrillateurs les plus compacts (figure 20) du marché tout en gardant une efficacité et une sécurité en conformité avec les normes internationales.<sup>12 13</sup>

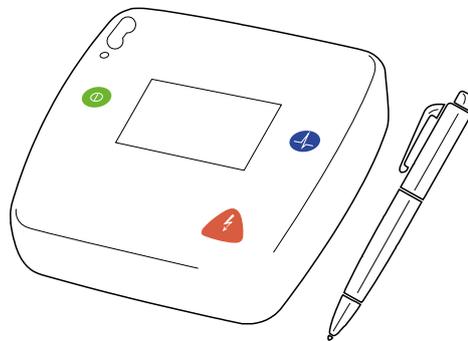


Figure 20: FRED® Easyport, le plus petit défibrillateur au monde

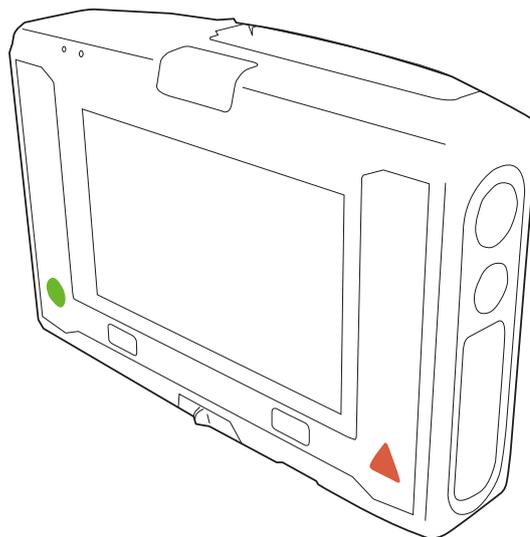


Figure 21: DEFIGARD® Touch 7, le plus petit moniteur/défibrillateur au monde



Il est commun de comparer les défibrillateurs en fonction de l'énergie maximale qu'ils sont capables de délivrer (360J ou 200J ?). Or c'est bien le courant qui défibrille et pas l'énergie !

<sup>1</sup> A. Cabasson, "Estimation et Analyse Des Intervalles Cardiaques", Thesis submitted on 19 Feb 2010, University of Nice- Sophia Antipolis

<sup>2</sup> A. Cansell, "Wirksamkeit und Sicherheit neuer Impulskurvenformen bei transthorakaler Defibrillation- Biphasische Impulskurvenformen", Notfall & Rettungsmedizin, no.3, (2000) : 458-474

<sup>3</sup> A. Cansell, I. Daskalov, V. Krasteva, E. Trendafilova, "Assessment of Balanced Biphasic Defibrillation Waveforms in Transthoracic Atrial Cardioversion", Journal of Medical Engineering & Technology, vol. 25, no.2, (2001): 68-73

<sup>4</sup> E. Baumgardt, "Données générales sur le fonctionnement des nerfs" in L'année psychologique, Persée, vol. 43-44, (1942) : 353-356

<sup>5</sup> W. A. Tacker and L. A. Geddes, "Electrical defibrillation", CRC Press, 1st ed, (1980) : 70-75

<sup>6</sup> V. P. Nikolski and I. R. Efimov, "Electroporation of the Heart", EP Europace, vol. 7, no.2, (2005) : 146-154

<sup>7</sup> A. Cansell, "Biphasic Defibrillation Pulses: Their Influence on The Survival Rate in Prehospital Resuscitation", Schiller Medical SA.

<sup>8</sup> D. Snyder et al., "Biphasic Defibrillation: Peak Current Predicts Survival While Higher Energy and Average Current Increase Myocardial Dysfunction", Resuscitation, vol.64, (2005) : 63-69

<sup>9</sup> R. D. White et al., "Transthoracic impedance does not affect defibrillation, resuscitation or survival in patients with out-of-hospital cardiac arrest treated with a non-escalating biphasic waveform defibrillator", Resuscitation , vol.64 , no.1, (2005) : 63-69

<sup>10</sup> E. Trendafilova et al., "Comparison of Two Different Biphasic Waves in External Cardioversion of Patients with Atrial Fibrillation", Europace Supplements, vol.7, no.538, (2005) : 116-117

<sup>11</sup>JP. Didon et al., "Efficiency of 90 Joules vs 130 Joules Pulsed Biphasic in out-of-Hospital Cardiac Arrest", Journal of Interventional Cardiac Electrophysiology, (2007) : 104-105

<sup>12</sup>JP. Didon et al., "Clinical Experience with a Low-Energy Pulsed Biphasic Waveform in out-of-Hospital Cardiac Arrest", Resuscitation, vol.76, no. 3, (2008) : 50-53

<sup>13</sup> C.Lejeune et al., "Value of Pulsed Biphasic Defibrillation Shocks for the Treatment of Out-of-Hospital Cardiac Arrest", Journal of Interventional Cardiac Electrophysiology, vol.22, no. 1, (2008) : 83

