



# STARMed

Портфолио исследований

[www.intersurgical.ru/info/starmed](http://www.intersurgical.ru/info/starmed)



## Портфолио исследований StarMed

### Содержание:

Введение 3

### Поддерживающие исследования

ИССЛЕДОВАНИЕ 1: Шлем со специальными настройками vs лицевой маски для неинвазивной вентиляции ..... 4

ИССЛЕДОВАНИЕ 2: Оптимальные настройки шлема для неинвазивной вентиляции улучшают показатели поддерживающего давления и взаимодействия пациент-аппарат ИВЛ ..... 6

ИССЛЕДОВАНИЕ 3: Постоянное положительное давление при помощи “шлема”: влияет на повторное дыхание  $CO_2$  ..... 8

ИССЛЕДОВАНИЕ 4: повторное дыхание  $CO_2$  во время неинвазивной вентиляции проводимой при помощи шлема: сравнительное исследование ..... 10

ИССЛЕДОВАНИЕ 5: Сравнение интерфейсов для вентиляции пациентов, основанное на их компьютерной модели эффективного мертвого пространства ..... 12

Дополнительная литература ..... 14

## Введение

С начала 2000-х годов было опубликовано несколько клинических исследований шлемов для создания Постоянного Положительного Давления в Дыхательных путях (CPAP) и Неинвазивной вентиляции легких (НИВ). Первые работы были посвящены высокопоточному CPAP, что помогло представить преимущества нового интерфейса, такие как комфорт пациента и способность обеспечить непрерывную терапию более длительный период.

Дальнейшие экспериментальные и клинические исследования касались того, как безопасно использовать шлем. Они изучали показания и минимальный поток для оптимального газообмена внутри шлема для вымывания выдыхаемого пациентом  $\text{CO}_2$ .

Отталкиваясь от этого, более сложные формы вспомогательной вентиляции получили преимущества от введения такого интерфейса, как шлем. Это Вентиляция с поддержкой давлением (PSV) и Двухуровневое Положительное давление в дыхательных путях (BiPAP).

Настройка высокопоточной CPAP системы относительно проста, она требует только постоянного потока газовой смеси и наличие механического клапана Положительного давления конца выдоха (PEEP). Настройка вентиляции Bilevel требует более сложного дополнительного оборудования, чтобы синхронизироваться с респираторным паттерном пациента.

Хотя применение шлема имеет доказанную клиническую эффективность, возникают некоторые вопросы в связи с механической составляющей, мертвым пространством и повторным вдыханием  $\text{CO}_2$  по сравнению с масками для неинвазивной ИВЛ.

Поэтому здесь представлена коллекция исследований/клинических доказательств, обсуждающих с этими соображениями, с пояснениями и практическими советами о том, как лучше применять шлем.

### Темы этого портфолио исследований:

1. Оптимальные настройки аппарата ИВЛ для шлема НИВ
2. Повторное вдыхание  $\text{CO}_2$  во время CPAP и НИВ через шлем
3. Понятие мертвого пространства в шлеме



### Поддерживающие исследования

#### ИССЛЕДОВАНИЕ 1

##### Шлем со специальными настройками против маски для неинвазивной ИВЛ

Vargas F, Thille A, Lyazidi A, Campo FR, Brochard L. Crit Care Med. 2009 Jun;37(6):1921-8.

Это исследование посвящено физиологическим эффектам неинвазивной вентиляции с поддержкой давлением (NPSV), проводимой через лицевую маску и шлем с одинаковыми настройками, по сравнению с применением шлема со специальными настройками. Оценивали газообмен, инспираторную работу мышц и синхронность с аппаратом ИВЛ.

Для шлема переход из настроек “маска” (Hsame) в режим со специальными настройками (Hspec), поддерживающее давление (PS) и уровни РЕЕР повышались на 50%, использовалось самое короткое время нарастания давления (поддерживающее давление в интервале = от 12 до 15 см H<sub>2</sub>O; РЕЕР = от 7 до 8 см H<sub>2</sub>O; время нарастания давления = 0.05 секунд; триггер потока = 2 л/мин).

Результаты показали отсутствие значительной разницы в паттерне дыхания пациентов или параметрах гемодинамики. С другой стороны, измерения

показателей инспираторных попыток (Трансдиафрагмальное давление - Pdi и кривая давление-время трансдиафрагмального давления в минуту - PTPdi/мин) продемонстрировали, что Hsame снижает инспираторные попытки по сравнению со спонтанным дыханием, но в меньшей степени, чем при применении лицевой маски. Однако, когда использовали Hspec инспираторные попытки были меньше для достижения такого же уровня давления, как при использовании лицевой маски.

Более того, для синхронизации пациента с аппаратом задержка инспираторного триггера была в целом больше при использовании шлема по сравнению с маской, но она значительно уменьшалась при Hspec по сравнению с Hsame. Синхронизация выдоха значительно улучшалась при этих специальных настройках, так как аппарат, применяемый для этих опытов, не позволял повышать выключающие цикл параметры выдоха, они были установлены на 25% от пикового потока вдоха для всех режимов. Таким образом, если проводится NPSV, при помощи шлема, можно рекомендовать повышение уровня

поддерживающего давления и положительного давления конца выдоха при наивысшей скорости нарастания давления.

Более ранние исследования пациентов с гиперкапнией продемонстрировали, что шлем связан с более низким инспираторным мышечным усилием и большей асинхронией пациентов с аппаратом ИВЛ, по сравнению с масочной вентиляцией у стабильных пациентов с ХОБЛ, когда шлем использовался с такими же настройками, что и маска <sup>(1)</sup>. Напротив, при остром приступе ХОБЛ, для того, чтобы убрать вспомогательную мышечную активность и дискомфорт пациентов, требовалось увеличить поддержку давлением на 33% <sup>(2)</sup>. В клиническом

исследовании у пациентов с гипоксией шлем применялся с увеличенным на 50% уровнем давления конца выдоха (PEEP) с положительным результатом <sup>(3)</sup>.

Авторы этого исследования подтвердили, что компаенс шлема может иметь большее влияние на механические свойства всей системы из-за ее физических характеристик. Было показано, что увеличение уровня PEEP может компенсировать некоторые компаенс-связанные особенности шлема.

Лучших результатов можно добиться, используя специальные настройки шлема (как предложено в Исследовании 2 этого портфолио) или различные типы шлемов (таких как StarMed CaStar Next)<sup>(4) (5) (6) (7)</sup>.

### **Практические соображения для настройки НИВ вентиляции:**

- Увеличьте уровень PEEP и PS на 50% по сравнению с вентиляцией через лицевую маску, используйте самую высокую скорость нарастания давления
- Настройки, используемые у пациентов в этом исследовании:
  - Поддерживающее давление = 12 - 15 смH<sub>2</sub>O
  - PEEP = 7 - 8 смH<sub>2</sub>O
  - Время нарастания давления = 0.05 секунд
  - Триггер потока = 2 л/мин



### ИССЛЕДОВАНИЕ 2

#### Оптимальные настройки шлема для неинвазивной вентиляции улучшают показатели поддерживающего давления и взаимодействия “пациент-аппарат ИВЛ”

Mojoli F, Iotti G, Currò I, Pozzi M, Via G, Venti A, Braschi A. Intensive Care Med. 2013 Jan;39(1):38-44.

Авторы этого исследования утверждают, что высокая толерантность к шлему делает его наилучшим интерфейсом для проведения НИВ у пациентов с острой дыхательной недостаточностью, которым нужна пролонгированная респираторная поддержка. Однако другие исследования показали, что шлем дает более низкую механическую поддержку по сравнению с лицевой маской. Таким образом это сравнительное исследование призвано определить влияние оптимизированных настроек аппарата ИВЛ, дыхательных контуров и шлемов на механические характеристики. Эта работа привлекает внимание Исследование 1, в котором предложенные настройки привели к снижению времени нарастания трансдиафрагмального давления (PTP<sub>di</sub>), а также предложили дальнейшие изменения для улучшения синхронизации пациента с аппаратом ИВЛ.

Шлем НИВ применялся на модели из полистирена, изображавшей

пассивного пациента. Настроили режим с контролем по давлению с максимальной скоростью нарастания давления. Также измерялась минутная вентиляция при различных состояниях, включая поддержку давлением и РЕЕР. В исследовании применяли два уровня РЕЕР (5 и 10 смH<sub>2</sub>O) и два уровня PS (10 и 20 смH<sub>2</sub>O). Также раздутая или сдутая внутренняя манжета шлема и три различных дыхательных контура позволили увеличить сопротивление потоку.

Находкой этого экспериментального протокола явилось утверждение, что любые действия, направленные на снижение комплаенса шлема и резистентности дыхательного контура, могут иметь положительное влияние на механические свойства шлема, а также на уровень PS. По реакции на триггер лучшей конфигурацией для шлема было: повышение РЕЕР, раздутая внутренняя манжета, отсутствие дыхательного фильтра в портах вдоха и выдоха шлема и дыхательный контур с более короткими шлангами.

Когда предложенные новые настройки тестировались на 6 пациентах, использовали следующие

параметры давления: РЕЕР = 10 смН<sub>2</sub>О; PS = от13 до 20 смН<sub>2</sub>О. Внутренняя манжета шлема была раздута и применялся дыхательный контур с низким сопротивлением.

Как в сравнительном, так и в клиническом исследовании оптимальные настройки были связаны со значительным улучшением времени нарастания давления, временем снижения давления, а также снижением утечки. А также возникновение асинхронии и задержки дыхания у пациента случались значительно реже. Клиническое применение оптимизированных настроек продемонстрировало, что скорости набора и снижения давления достигали 50% от идеальных объемов внутри первых 500 мсек от настроек вдоха, приближаясь к эффективности механической вентиляции от хорошо подобранной маски НИВ. Таким образом эти

настройки, которые ограничивали комплаенс устройства и резистентность дыхательного контура, стали более эффективными при улучшении респираторной поддержки и взаимодействия пациент-аппарат.

В заключении это исследование подтвердило важность высокого РЕЕР для механических характеристик шлема. Также эти оптимизированные настройки шлема влияли на повышение общей минутной вентиляции (МВ) шлема и минутного объема пациента, что является важным элементом, положительно влияющим на вымывание СО<sub>2</sub> из его внутреннего объема (эта тема будет подробно рассмотрена в Исследовании 3 этого портфолио).

### **Практические соображения, для оптимизации шлема для НИВ вентиляции:**

- Установите высокий уровень РЕЕР, раздуйте манжету шлема и используйте дыхательный контур с низким сопротивлением
- Настройки, использованные у пациентов в этом исследовании:
  - РЕЕР = 10 смН<sub>2</sub>О
  - Поддерживающее давление = 13 - 20 смН<sub>2</sub>О



### ИССЛЕДОВАНИЕ 3

#### Постоянное положительное давление в дыхательных путях через “шлем”: эффекты на повторное вдыхание $\text{CO}_2$

Taccone P, Hess D, Caironi P, Bigatello LM. Crit Care Med. 2004 Oct;32(10):2090-6.

Целью этого исследования было проанализировать динамику парциального давления углекислого газа ( $\text{PCO}_2$ ) внутри шлема во время высокопоточной CPAP терапии. Исследование было проведено в Американском госпитале как сравнительное и на здоровых добровольцах ( $n=8$ ). Оценка на здоровых добровольцах проводилась на шлеме, специально разработанном для гипербарической терапии, когда продукция StarMed ещё не была доступна в Соединенных штатах (8). Параметры, включая поток и и концентрацию  $\text{CO}_2$  в дыхательных путях, измерялись постоянно.

Здесь интерфейс шлема был впервые описан как полузакрытая система, сравнимая с комнатой с принудительной рециркуляцией воздуха. Это важная разница по сравнению с лицевыми масками, где количество повторно вдыхаемого  $\text{CO}_2$  пропорционально внутреннему объему в дополнение к анатомическому мертвому пространству. Авторы предположили, что  $\text{CO}_2$  в шлеме равномерно

распределяется и зависит от его продукции пациентом и потока свежего газа, который заполняет внутренний объем устройства и не зависит от размера шлема.

Это исследование совмещает все предыдущие исследования о шлеме CPAP, которые показывают, что вдыхаемый пациентом  $\text{CO}_2$  в шлеме не зависит от примененного давления PEEP и обратно пропорционально доставляемому потоку свежего газа (9). Эти находки измерялись в сравнительном исследовании, включая математическое моделирование шлема и были повторены на здоровых добровольцах.

Это исследование также подтвердило поведение полузакрытого контура, когда применяется CPAP на шлеме через аппарат ИВЛ с двумя шлангами. В этом случае, поток, подаваемый аппаратом, равен только минутной вентиляции субъекта. При отсутствии утечек он может быть эквивалентен экстремально низкому потоку, приводящему к увеличению повторного вдыхания  $\text{CO}_2$ .



Авторы также нашли, что мониторинг концентрации  $\text{CO}_2$  при измерении в порте шлема был практически идентичен измеренному в дыхательных путях пациента во время стендовых исследований.

Авторы заключили, что шлем не следует использовать для доставки СРАР через аппарат ИВЛ, так как он ведет себя не как обычное мертвое пространство.

Эти результаты касаются использования постоянного потока СРАР через шлем. Однако вопрос о поведении системы при применении неинвазивной вентиляции с положительным давлением (NPPV) все еще остается без ответа (этот вопрос адресован Исследованию 4 в этом портфолио).

### **Ключевые моменты этого исследования:**

- Уровень  $\text{CO}_2$  внутри шлема не определяется примененным РЕЕР или объемом шлема
- Шлем СРАР не стоит применять на аппарате ИВЛ с двойным шлангом, но использовать с высокопоточными устройствами (например, аппарат Вентури или воздушный/кислородный блендер)



### ИССЛЕДОВАНИЕ 4

#### ПОВТОРНОЕ ВДЫХАНИЕ УГЛЕКИСЛОГО ГАЗА ВО ВРЕМЯ НЕИНВАЗИВНОЙ ВЕНТИЛЯЦИИ ЧЕРЕЗ ШЛЕМ: СРАВНИТЕЛЬНОЕ ИССЛЕДОВАНИЕ

Mojoli F, Iotti G, Gerletti M, Lucarini C, Braschi A. *Intensive Care Med.* 2008 Aug;34(8):1454-60.

Это исследование было проведено для того, чтобы определить, как мониторировать и ограничивать повторное вдыхание  $\text{CO}_2$  во время НИВ со шлемом. Исследование 3 из этого портфолио оценивало динамику повторного вдыхания  $\text{CO}_2$  при продленном высокопоточном СРАР через шлем, пока это сравнительное исследование изображает пациента, вентилируемого аппаратом ИВЛ в режиме BiLevel. Примененный дыхательный контур состоял из двух шлангов, присоединенных к одной стороне шлема через Y-образный коннектор, при этом другая сторона шлема была закрыта заглушками. Шлем НИВ надели на модель из полистирена, изображающего пассивного пациента, провели две серии с различными параметрами вентиляции.

Основной фокус этой работы был направлен на моделирование повышения пациентом уровня  $\text{CO}_2$  за счет его продукции при механической вентиляции с РЕЕР 5 см  $\text{H}_2\text{O}$  и с давлением вдоха

10 см  $\text{H}_2\text{O}$  выше РЕЕР. Измеряли концентрацию  $\text{CO}_2$  в разных точках внутри шлема, в дыхательных путях пациента и Y-образном коннекторе дыхательного контура, когда количество вдыхаемого манекеном углекислого газа было высчитано из значений  $\text{CO}_2$  и потоков вдоль к легким.

Этот протокол позволил авторам найти наиболее удачную позицию для мониторинга повторного вдыхания  $\text{CO}_2$  в клинической практике. Авторы утверждают, что если 'точная точка' (на которую не влияют потоки от пациента и аппарата ИВЛ) находится внутри шлема, то она может обеспечить точное измерение количества повторно вдыхаемого  $\text{CO}_2$ . Этот тип измерений внутри шлема может не всегда быть выполнимым в клинической практике, но экспериментальный протокол показывает, что когда мониторинг  $\text{CO}_2$  проводится у Y-образного коннектора (или у экспираторного коннектора шлема), существует линейная корреляция с вдыхаемым  $\text{CO}_2$ . Интересно, что исследование также продемонстрировало, что измерение  $\text{CO}_2$  при открытых дыхательных путях (как ранее

предполагали другие исследования по поводу применения шлема) может не давать оптимальных результатов, особенно, если применяется на здоровых людях.

Второй экспериментальный протокол - сбор показаний  $\text{CO}_2$  при ряде состояний, чтобы изучить, какие из них могут иметь влияние на вымывание  $\text{CO}_2$  из внутреннего объема шлема. Находки показали, что при большем минутном объеме (MV) свежего воздуха, доставляемого в систему "шлем-пациент", вдыхаемый  $\text{CO}_2$  снижается. Применение более высоких уровней поддерживающего давления, активизация утечек и контроль обходного потока аппарата ИВЛ (flow-by) может привести к увеличению минутной вентиляции.

В противовес тому, что происходит при высокопоточном СРАР, только фракция доставляемого вентилятором объема во время вентиляции с положительным

давлением достигает дыхательной системы пациента. Остаточный объем служит для вентиляции шлема самого по себе и для снижения повторного вдыхания  $\text{CO}_2$ . Таким образом, было предположено, что если вентилятор присоединен к порту вдоха и выдоха шлема двумя отдельными шлангами и обходной поток нагнетается постоянно через систему (или по крайней мере всю фазу выдоха), это может оказаться очень эффективным для удаления  $\text{CO}_2$ . А также повторное вдыхание можно оценить путем измерения  $\text{CO}_2$  внутри шлема или у Y-образного коннектора, но не в конце вдоха, при открытых дыхательных путях.

Таким образом эта работа дала практические соображения по поддержке эмпирических и математических исследований, которые являются хорошими инструментами и могут помочь понять механическую вентиляцию при помощи шлема.

### **Практические соображения, касающиеся $\text{CO}_2$ :**

- Когда  $\text{CO}_2$  мониторируется у Y-образного коннектора (или коннектора для выдоха шлема), существует линейная корреляция со вдыхаемым пациентом  $\text{CO}_2$
- Применяйте выше уровень поддерживающего давления, активируя утечки или контролируя вентиляторный обходной поток(flow-by), это может привести к улучшению вымывания  $\text{CO}_2$



### ИССЛЕДОВАНИЕ 5

#### Сравнение интерфейсов для вентиляции пациентов на основании компьютерной модели эффективного мертвого пространства

Fodil R, Lellouche F, Mancebo J, Sbirlea-Apiou G, Isabey D, Brochard L, Louis B. Intensive Care Med. 2011Feb;37(2): 257–262.

Целью этого исследования стало охарактеризовать мертвое пространство, связанное с интерфейсом НИВ, так как часто его предполагают эквивалентным минутному объему. Однако эта концепция может ставиться под сомнение при таких интерфейсах, как шлем, а его внутреннее пространство предположительно больше, чем дыхательный объем пациента. Более ранние исследования предполагали, что шлем ведет себя одинаково при полуоткрытом контуре - (Исследования 3 и 4), что подтверждает гипотезу этого исследования.

Было проведено несколько опытов с использованием компьютерной программы для расчета гидродинамики, позволяющей авторам описывать давление, поток и концентрацию газов (для  $O_2$  и  $CO_2$ ) для четырех типов интерфейсов НИВ, обычно используемых в ОРИТ. Это две ороназальные маски (с различным внутренним объемом)

одна интегрированная маска, покрывающая лицо пациента и шлем. Программное обеспечение было использовано для расчета объема каждого параметра внутри каждого устройства (компьютерное видео доступно он-лайн как дополнительные материалы к исследованию).

Результаты показали, что эффективность НИВ в клинических условиях при разных настройках не отличалась значительно среди всех интерфейсов с различными физическими свойствами. Авторы предположили, что фактическое мертвое пространство интерфейса может отличаться от области интерфейса с воздушной смесью (объем интерфейса, окружающего тело пациента внутри интерфейса как такового).

А также во время каждого вдоха, человек вдыхает некоторое количество воздушной смеси, оставшейся в устройстве во время предыдущего дыхательного цикла а также объем свежего газа, который доставляет вентилятор, когда триггируется пациентом. Таким образом адекватное мертвое пространство (называемое “эффективное мертвое

пространство<sup>9)</sup> определяется как количество повторно выдыхаемого газа из газовой области устройства.

Компьютерная модель показала, что эффективное мертвое пространство для малых устройств для НИВ, таких как ороназальные маски, сравнимо с дыхательным объемом пациента и может быть эквивалентно их общей области газа. С другой стороны, для устройств побольше, таких как шлем, у которых область воздушной смеси в несколько раз превышает дыхательный объем пациента, эффективное мертвое пространство составляет примерно 4% от объема шлема и ограничено половиной дыхательного объема пациента.

Таким образом интересно отметить, что пациентов с более низким дыхательным объемом, устройство с большим внутренним объемом может защитить от повторного вдыхания  $\text{CO}_2$ .

Важно, что внутри шлема поток выдыхаемого газа и свежего газа меньше по сравнению с большим внутренним объемом и обычное дыхание не предполагает изменения концентрации  $\text{CO}_2$ . Фактически, внутри шлема пациент дышит дыхательным объемом газа, содержащего низкую фракцию  $\text{CO}_2$ , когда в маске некоторые части дыхательного объема состоят из более высокой концентрации  $\text{CO}_2$  во вдыхаемой повторно воздушной смеси.

Эта статья обеспечивает практические соображения, которые подтверждаются использованным протоколом и в дальнейшем поддерживают некоторые концепции, проанализированные в этом портфолио <sup>(10)</sup>.

### Ключевые моменты, касающиеся мертвого пространства шлема:

- Эффективное мертвое пространство большого устройства, такого как шлем, у которых внутреннее пространство в несколько раз больше дыхательного объема пациента, составляет около 4% области воздушной смеси шлема.
- Для шлема эффективное мертвое пространство ограничено половиной дыхательного объема пациента, когда для более маленьких устройств оно близко к объему устройства.



### Дополнительные материалы:

1. Navalesi P, Costa R, Ceriana P, Carlucci A, Prinianakis G, Antonelli M, Conti G, Nava S. Non-invasive ventilation in chronic obstructive pulmonary disease patients: hood versus facial mask. *Intensive Care Med.* 2007 Jan;33(1):74-81
2. Antonelli M, Pennisi MA, Pelosi P, Gregoretti C, Squadrone V, Rocco M, Cecchini L, Chiumello D, Severgnini P, Proietti R, Navalesi P, Conti G. Noninvasive positive pressure ventilation using a hood in patients with acute exacerbation of chronic obstructive pulmonary disease: a feasibility study. *Anesthesiology.* 2004 Jan;100(1):16-24
3. Antonelli M, Conti G, Pelosi P, Gregoretti C, Pennisi MA, Costa R, Severgnini P, Chiaranda M, Proietti R. New treatment of acute hypoxemic respiratory failure: noninvasive pressure support ventilation delivered by hood—a pilot controlled trial. *Crit Care Med.* 2002 Mar;30(3):602-8
4. Pisani L, Mega C, Vaschetto R, Bellone A, Scala R, Cosentini R, Musti M, Del Forno M, Grassi M, Fasano L, Navalesi P, Nava S. Oronasal mask versus hood in acute hypercapnic respiratory failure. *Eur Respir J.* 2015 Mar;45(3):691-9
5. Olivieri C, Longhini F, Cena T, Cammarota G, Vaschetto R, Messina A, Berni P, Magnani C, Della Corte F, Navalesi P. New versus Conventional Hood for Delivering Noninvasive Ventilation: A Physiologic, Crossover Randomised Study in Critically Ill Patients. *Anesthesiology.* 2016 Jan;124(1):101-108
6. Vaschetto R, De Jong A, Conseil M, Galia F, Mahul M, Coisel Y, Prades A, Navalesi P, Jaber S. Comparative evaluation of three interfaces for non-invasive ventilation: a randomised cross-over design physiologic study on healthy volunteers. *Crit Care.* 2014 Jan 3;18(2):R2
7. Olivieri C, Costa R, Spinazzola G, Ferrone G, Longhini F, Cammarota G, Conti G, Navalesi P. Bench comparative evaluation of a new generation and standard hood for delivering non-invasive ventilation. *Intensive Care Med.* 2013 Apr;39(4):734-8

8. Patel BK, Wolfe KS, Pohlman AS, Hall JB, Kress JP. Effect of Noninvasive Ventilation Delivered by hood vs Face Mask on the Rate of Endotracheal Intubation in Patients With Acute Respiratory Distress Syndrome. *JAMA*. 2016 Jun 14;315(22):2435-41
9. Patroniti, Foti, Manfio, Coppo, Bellani, Pesenti. Head hood versus facemask for non-invasive continuous positive airway pressure: a physiological study. *Intensive Care Med*. 2003 Oct;29(10):1680-7
10. Navalesi, Antonelli, Conti. From belief to knowledge: call it evidence if you prefer. *Intensive Care Med*. 2011 Feb;37(2):193-5



Пожалуйста, отправьте  
в переработку



**INTERSURGICAL®**  
ПОЛНЫЙ СПЕКТР ИЗДЕЛИЙ ДЛЯ  
РЕСПИРАТОРНОЙ ПОДДЕРЖКИ

ЗАО «Интерседжил», 115114 Россия, Москва, Дербеневская наб., 11, корп. В офис 904  
T: +7 (495) 771 6809 F: +7 (495) 771 6809 info@intersurgical.ru www.intersurgical.ru



Производитель: Intersurgical S.p.A. - Mirandola (MO) - Italy  
The Intersurgical S.p.A. Organisation has a Quality  
Management System Certificate by KIWA CERMET ITALY  
S.p.A. according to ISO 9001:2015 and ISO 13485:2016

StarMedStudy\_Ru • Выпуск 1 10.19

UK • Ireland • France • Germany • Spain • Portugal • Italy • Benelux • Sweden • Denmark • Lithuania • Russia • Czech Republic  
Turkey • South Africa • China • Japan • Taiwan • Philippines • USA • Canada • Colombia • Australia