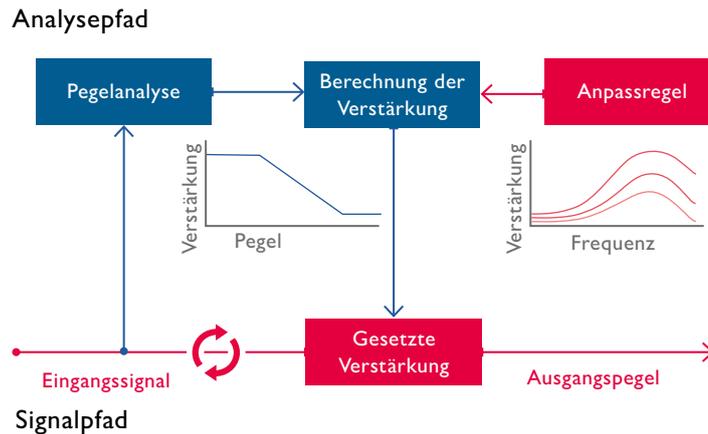


# Hybrid Sound Processing™: ein WDRC-System mit verbesserter Zeit- und Frequenzauflösung

Christophe Lesimple,  
Forschungsaudiologe

WDRC-Systeme gehören zu den Kernfunktionen eines Hörgeräts. Sie dienen dazu, das eingeschränkte Restdynamikspektrum von hörgeschädigten Menschen zu kompensieren, indem die Verstärkung in ein Verhältnis zum Eingangspegel gesetzt wird. Die Pegelanalyse ist dabei eines der wichtigsten Elemente, denn sie ist die Triebkraft hinter der Kompression. Anders ausgedrückt: Mit Hilfe der Pegelanalyse wird bestimmt, wie stark die Verstärkung in der Zeit- und der Frequenzdomäne ausfallen soll (Abbildung 1). Während der Grad der Verstärkung anhand der ausgewählten Anpassregel berechnet wird, gibt es verschiedene Strategien in Bezug auf die Pegelanalyse für dynamische Signale wie Sprache.



**Abbildung 1:** Blockdiagramm für WDRC in einem Hörgerät. Im Analysepfad wird zunächst der Pegel ermittelt, um die entsprechende Verstärkung zu bestimmen. Die Anpassregel berechnet zusätzliche Verstärkungswerte für die Frequenz und den Eingangspegel und stützt sich dabei auf das Audiogramm und andere individuelle Charakteristika wie z.B. Alter, Geschlecht, Sprache, etc. Diese Verstärkung wird schließlich im Signalpfad auf das synchronisierte Eingangssignal gelegt.

Dieses Whitepaper benennt zunächst einmal die Herausforderungen, die bei der Gestaltung der Pegelanalyse auftreten, und geht dann auf die Wirkung ein, die die verschiedenen Kompressionsstrategien in Hörsituationen haben, in denen Sprachsignale in ruhiger Umgebung und Sprachsignale in lauter Umgebung vorhanden sind. Darüber hinaus wird erläutert, wie menschliche Faktoren, wie etwa kognitive Fähigkeiten, mit dem WDRC-System interagieren. Im letzten Schritt soll das Hybrid Sound Processing™ von Bernafon beleuchtet werden, das darauf ausgelegt ist, in allen Hörsituationen eine optimale Verstärkung zu bieten.

Die angelegte Verstärkung ist direkt von der Ausgabe der Pegelanalyse abhängig.

### Pegelanalyse für die Dynamikkompression

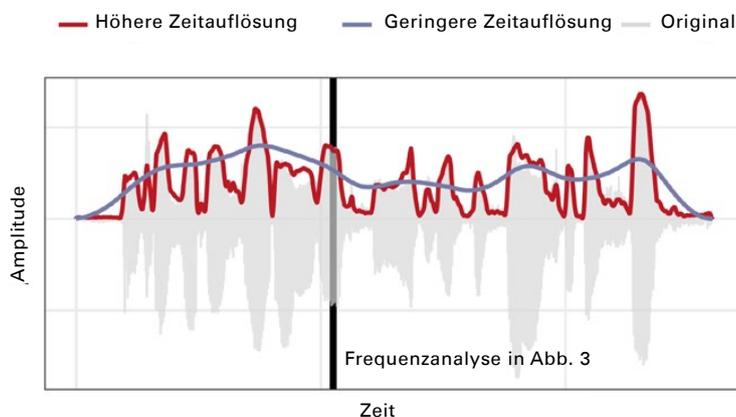
Verschiedene Parameter müssen definiert werden, wenn die Kompression in einem Hörgerät implementiert wird, und es ist wichtig zu verstehen, wie sie die Art und Weise beeinflussen, wie die Verstärkung auf dynamische Signale angewendet wird. Zu diesen wichtigen Aspekten gehört unter anderem auch ist die Analyse des Eingangssignals, denn die Verstärkung hängt direkt vom Ergebnis der Pegelanalyse ab (Abbildung 1). Bei Signalen wie Sprache, ist die Analyse eine echte Herausforderung, da die Anteile, die für das Verstehen von Sprache benötigt werden, im Hinblick auf Zeit und Frequenz variieren. Die Zeit- und Frequenzauflösung der Analyse muss deshalb so angepasst werden, dass sie die für das Verstehen von Sprache wichtigsten Informationen liefern und gleichzeitig jene Details aus dem Signal entfernen kann, die nicht benötigt werden.

Eine Analyse mit einer guten Zeitauflösung ist notwendig, um segmentäre Variationen des Sprachsignals zu erhalten, die grob der Phonemproduktionsrate entsprechen.

Variationen in der Zeitdomäne werden aus der Hüllkurve des Eingangssignals entnommen. Die Hüllkurve kann man mit einem Tiefpassfilter bestimmen, das die schnelleren Variationen aus dem Signal entfernt. Verschiedene Informationsarten erhält man, indem man die Grenzfrequenz des Filters ändert. Rosen (1992) hat in Bezug auf zeitliche Informationen, die ein Sprachsignal beinhalten, die folgende Klassifizierung vorgeschlagen:

- Hüllkurven mit den langsamsten Variationen (zwischen 2 und 50 Hz) beinhalten Informationen zu Intensitätsstufen, Rhythmus und Art der Phoneme.
- Eine Periodizität mit Variationen zwischen 50 und 500 Hz beinhaltet Informationen zu Betonung, Intonation und Tonfall.
- Feine Strukturen mit den schnellsten Variationen (über 500 Hz) beinhalten Informationen zur Platzierung des Phonems und der Stimmqualität.

Die Wirkung der Zeitauflösung kann auch an einem kurzen Sprachsegment dargestellt werden (Abbildung 2). Eine Analyse mit einer guten Zeitauflösung ist notwendig, um segmentäre Variationen des Sprachsignals zu erhalten, die grob der Phonemproduktionsrate entsprechen. Eine langsamere Analyse mit geringerer Zeitauflösung liefert suprasegmentäre Anteile, wie prosodische Variationen. Segmentäre Hinweise helfen dem Hörer, das Gesagte zu verstehen, während prosodische Hinweise Aufschluss darüber geben, wie es gesagt wurde.



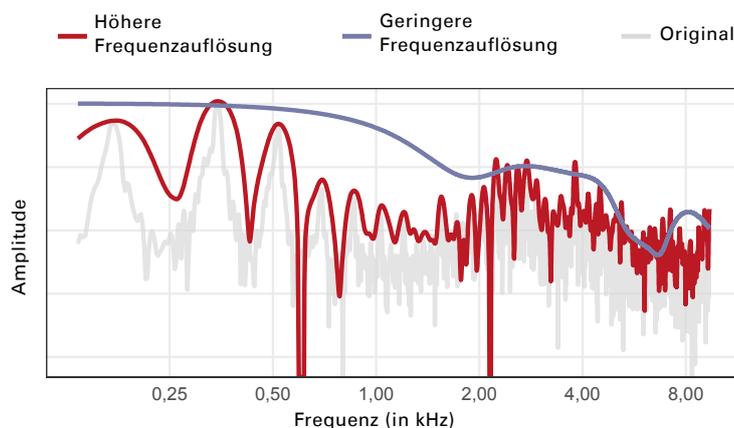
**Abbildung 2:** Die Hüllkurvenanalyse eines Sprachsignals (in Grau) mit einer hohen Zeitauflösung in Rot (Tiefpasssignal, 50 Hz) und einer geringen Zeitauflösung in Blau (Tiefpasssignal, 2 Hz). Eine höhere Zeitauflösung mit schneller Analyse folgt der Produktion jedes einzelnen Phonems, während die langsamere Analyse Informationen zu längerfristigen Variationen bietet, wie Intonation, Rhythmus und Betonung.

Die Zeitauflösung der Pegelanalyse für die Dynamikkompression eines Hörgeräts kann mit Hilfe von Ein- und Ausschwingzeiten gemessen werden (ANSI, 2014). Diese Ein- und Ausschwingzeiten spiegeln indirekt wieder, wie sich die Analyse an eine plötzliche Änderung des Pegels

Informationen, wie die Formantbereiche eines Vokals oder der Ort der Phonemproduktion, sind in der Frequenzdomäne zu finden.

anpasst. Sie werden als die Zeit definiert, die für die Stabilisierung der Verstärkung benötigt wird, wenn der Pegel des Eingangssignals während der Einschwingzeit steigt oder während der Ausschwingzeit sinkt. Ein- und Ausschwingzeiten werden genutzt, um das zeitliche Verhalten der Pegelanalyse auszuwerten. Es handelt sich dabei um die sogenannte „schnelle“ Kompression für eine hohe Auflösung und die „langsame“ Kompression für eine geringe Auflösung in der Zeitdomäne. Die lineare Verstärkung ist dabei ein Spezialfall, bei dem der Analysepegel keinen Einfluss auf die programmierte Verstärkung hat, die im zeitlichen Verlauf konstant bleibt.

Bis hierhin ist die Analyse der Zeitdomäne mit Blick auf ein Breitbandsignal beschrieben worden. Informationen, wie die Formantbereiche eines Vokals oder der Ort der Phonemproduktion, sind jedoch in der Frequenzdomäne zu finden. Die Information der Frequenzdomäne kann durch eine diskrete Fourier-Transformation (DFT) des Sprachsignals geliefert werden (Abbildung 3). Ein Kriterium der DFT ist die Länge des Fensters, die direkten Einfluss auf die Frequenzauflösung hat. Je breiter das Fenster wird, desto mehr Informationen ergeben sich über den Zeitverlauf hinweg und dementsprechend besser wird auch die Frequenzauflösung.



**Abbildung 3:** Analyse in der Frequenzdomäne: Betrachtung eines Vokals mit unterschiedlichen Frequenzauflösungen. Die ursprüngliche Analyse ist mit 4.096 Samples durchgeführt worden, die den gesamten konstanten Teil des Vokals abdecken (in Grau). Eine geringere Frequenzauflösung beruht auf einer DFT mit 32 Samples (in Blau) und eine höhere Frequenzauflösung folgt einer DFT mit 512 Samples (in Rot). In dieser Analyse ist die Frequenzauflösung über die gesamte Bandbreite hinweg linear, was in den höheren Frequenzen zu zahlreichen Wellen führt. Dieser Effekt kann durch eine nicht-lineare Auflösung in den höheren Frequenzen reduziert werden.

Eine gewisse Auflösung in der Frequenzdomäne ist notwendig, um die Lokalisierung der Formanten in Abbildung 3 zu ermöglichen. Die auf 512 Samples basierende DFT scheint ausreichend zu sein, um die Frequenzen der ersten drei Formanten zu extrahieren. Steigt die Zahl der Samples noch weiter, erbringt dies keine zusätzlichen Informationen,

Die Analyse des eingehenden Signals muss bei Hörgeräten in Echtzeit mit im Vorfeld definierten Parametern erfolgen.

sondern führt nur zu einem erhöhten Rauschen in der Analyse. Wenn eine Analyse mehr Informationen in der Frequenzdomäne erfordert, muss sie über eine längere Zeitspanne ausgedehnt werden. Das impliziert, dass es einen direkten Zusammenhang zwischen der Zeit- und der Frequenzauflösung gibt. Die Analyse muss langsamer sein und das Signal über eine höhere Anzahl von Samples hinweg analysieren, um eine bessere Frequenzauflösung zu erzielen, oder es bedarf einer Breitbandanalyse, um eine bessere Zeitauflösung zu erreichen. Die Frequenzauflösung eines Hörgeräts ist nicht über die gesamte Bandbreite hinweg linear und wird von einer Reihe von Kompressionskanälen repräsentiert. Die Breite der Kanäle nimmt üblicherweise mit steigenden Frequenzen zu, um unnötige Informationen zu verhindern, wie sie etwa bei der DFT mit linearer Frequenzauflösung auftreten.

Der Ausgleich zwischen der Auflösung in der Zeit- und der Frequenzdomäne ähnelt der Fotografie beweglicher Objekte, bei denen der Fokus entweder auf der zeitbasierten Information oder auf der Lokalisierung fester Objekte liegen kann, was eine bessere räumliche Auflösung ermöglicht (Abbildung 4). Während bei der Fotografie die Einstellungen vor der Aufnahme ausgewählt werden können und auch eine Nachbearbeitung möglich ist, muss die Analyse der eingehenden Signale bei einem Hörgerät in Echtzeit mit im Vorfeld definierten Parametern geschehen. Die Parameter der Analyse müssen sorgfältig ausgewählt werden, da ihre Wirkung von der Art des Eingangssignals und dem gewünschten Nutzen (wie etwa Hörbarkeit oder Komfort) abhängt.



**Abbildung 4:** Vergleich zwischen einer höheren Zeitauflösung (oben links) und einer höheren räumlichen Auflösung (unten links) bei der Analyse eines sich zeitlich verändernden Ereignisses. Die Kombination beider Informationstypen (rechts) liefert gleichzeitig Details über das sich schnell ändernde Ereignis und über die konstante Umgebung. Die sich schnell bewegende Eule steht für ein Sprachsignal und der feste Hintergrund für die Frequenzcharakteristika von Geräuschen, analog zu einer Situation, in der in lauter Umgebung Sprachsignale auftreten.

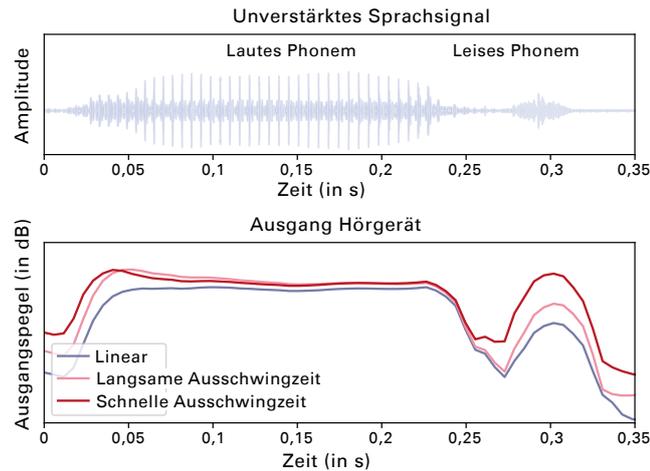
Es herrscht Einigkeit in Bezug auf die Vorteile von schnellen Einschwingzeiten, wenn es darum geht, Menschen mit Hörminderung vor lauten, plötzlichen Klängen zu schützen.

Der Nutzen einer Pegelanalyse mit höherer Zeitauflösung ist nicht zu unterschätzen – insbesondere dann, wenn auf ein intensives Geräusch ein leises Wort folgt.

Die optimale Auflösung eines Hörgeräts in der Zeit- und der Frequenzdomäne ist für verschiedene Hörsituationen ausgiebig erforscht worden, wobei unterschiedliche Ergebnismessungen und Hörercharakteristika zum Einsatz kamen (Moore, 2008; Davies-Venn et al., 2009; Naylor & Johannesson, 2009; Alexander & Masterson, 2015; Kowalewski et al., 2018; Kuk et al., 2019; Salorio-Corbetto et al., 2020). Auch wenn die Ergebnisse mit Blick auf die Methodik und die Testbedingungen schwanken mögen, zeigt sich doch ein Konsens in Bezug auf den Vorteil schneller Einschwingzeiten, wenn es darum geht, Menschen mit Hörminderung vor lauten, plötzlichen Klängen zu schützen, die über einen zu langen Zeitraum hinweg übermäßig verstärkt werden könnten, wenn die Verstärkungsreduktion nicht schnell gegensteuert. Welche die angemessene Ausschwingzeit ist und welche Frequenzauflösung als optimal gelten kann, steht noch nicht abschließend fest, da dies vom erwünschten Nutzen, der Hörsituation und der Resthörfähigkeit des Nutzers abhängig ist.

### WDRC bei Sprache in ruhiger Umgebung

Um ein klares Sprachsignal zu erzielen, muss das WDRC-System in der Lage sein, die Hörbarkeit leiser Phoneme wiederherzustellen und lautere Phoneme auf einer angenehmen Lautstärke zu halten. Idealerweise vermag die Analyse, alle Phoneme separat zu beurteilen, sodass die angelegte Verstärkung phonemspezifisch ist (Dillon, 2012, S.181). Man geht davon aus, dass eine verbesserte Hörbarkeit der leisesten Phoneme dem Hörgeräteträger die Möglichkeit eröffnet, leise Sprache besser zu verstehen. Dies kann nur erreicht werden, indem man eine Pegelanalyse einsetzt, die schnell und in der Zeitdomäne hochauflösend genug ist, um den Pegel aller Phoneme separat zu beurteilen. Davies-Venn et al. (2009) und Kowalewski et al. (2018) haben nachgewiesen, dass eine schnelle Kompression bei leiser Sprache für eine bessere Konsonantenerkennung sorgt, als es eine langsame Kompression vermag. Der Vorzug einer Pegelanalyse mit schnellerer Zeitauflösung ist wichtig – insbesondere dann, wenn ein leises Zielwort auf ein intensives Geräusch folgt. Dies kann beispielsweise der Fall sein, wenn jemand hustet und danach leise Worte gesprochen werden (Kuk et al., 2019). Allerdings wirkt sich die verbesserte Hörbarkeit leiser Phoneme auch auf die zeitliche Hüllkurve der Sprache aus (Abbildung 5): Eine Kompression mit einer schnellen Analyse tendiert dazu, den Kontrast zwischen lauteren und leiseren Phonemen zu reduzieren (Jenstad & Souza, 2005; Moore, 2008).



**Abbildung 5:** Effekt einer Zeitkonstante auf die Verstärkung eines lauten Phonems /a/ vor einem leisen Phonem /t/. Das unversorgte Signal wird durch die Wellenform dargestellt (oben). Die rosafarbene Kurve zeigt die Ausgangs-Hüllkurve des Hörgeräts bei einer Dynamikkompression mit langsamen Ausschwingzeiten, die rote jene bei schnellen Ausschwingzeiten und die blaue jene bei linearer Verstärkung. Eine effektive Kompression, wie sie durch eine schnelle Kompression umgesetzt wird, verbessert die Hörbarkeit leiser Phoneme, reduziert aber auch den Kontrast zwischen beiden Phonemen.

Längere  
Ausschwingzeiten  
kommen  
normalerweise  
bei Mehrkanal-  
Pegelanalysen  
mit erhöhter  
Frequenzauflösung  
zum Einsatz.

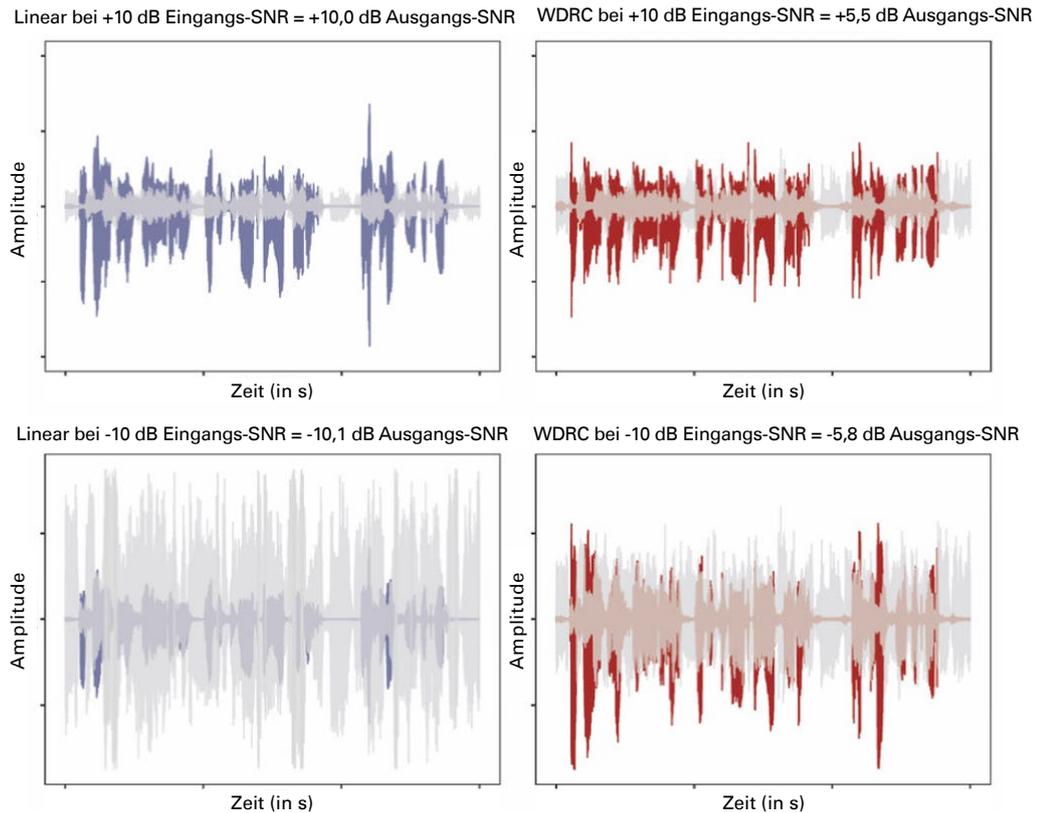
Die Zeit-Hüllkurve kann bewahrt werden, indem man eine Analyse mit längeren Ausschwingwerten einsetzt, die eher wie eine lineare Verstärkung wirkt (Moore, 2008). Längere Ausschwingzeiten kommen normalerweise bei Mehrkanal-Pegelanalysen mit erhöhter Frequenzauflösung zum Einsatz (Alexander & Masterson, 2015). Allerdings produziert diese Strategie Verzerrungen in der Frequenzdomäne, da sie den spektralen Kontrast reduziert, wenn die Anzahl der Kanäle erhöht wird. Diese spektrale Verschmierung kann die Erkennung von Vokalen beeinträchtigen, vor allem dann, wenn die Information statisch und in der Frequenzdomäne zu finden ist (Bor et al., 2008). Der Verlust dieser Information ist kritisch für hörgeschädigte Menschen mit breiteren auditiven Filtern, die eine schlechtere spektrale Auflösung bedingen (Souza et al., 2012).

Bei Sprachsignalen in einer ruhigen Umgebung muss das WDRC-System primär die Hörbarkeit leiser Sprachsignale wiederherstellen. Gleichzeitig muss aber auch dafür gesorgt werden, dass Verzerrungen in der Zeit- und der Frequenzdomäne reduziert werden, die sich auf die Erkennung von über dem Grenzwert liegenden Phonemen auswirken könnten (Holube et al., 2016). Das ist vor allem für Hörgeräteträger wichtig, die spektrale Informationen für statische Signale wie Vokale und zeitbezogene Anteile für dynamische Informationen nutzen (Souza et al., 2015a und Souza et al., 2018). Kommen zu dem Signal Störgeräusche hinzu, ändern sich die Anforderungen an die Dynamikkompression und ihre Wirkung.

## WDRC bei Sprache in geräuschvoller Umgebung

Es ist relativ schwierig, den Effekt zu vergleichen, den verschiedene Kompressionssysteme in Sprache-im-Lärm-Situationen zeigen, da das Ergebnis direkt vom vorherrschenden Signal-Rausch-Verhältnis (SNR), dem Geräuschtyp (Spektralform und Modulation) und den Testbedingungen abhängig ist. Ein WDRC-System sorgt dafür, dass die Pegelunterschiede zwischen zwei Signalen, wie etwa Sprache und Störgeräuschen, die am Eingang mit zwei verschiedenen Pegeln auftreffen, am Ausgang des Hörgeräts reduziert werden. Das bedeutet, dass die Dynamikkompression in Hörsituationen mit einem positiven Eingangs-SNR den Wert des Ausgangs-SNR reduzieren wird (Abbildung 6, obere Reihe). Diese Reduktion des SNR fällt noch deutlicher aus, wenn die effektive Verstärkung durch ein höheres Kompressionsverhältnis oder eine bessere Zeit- oder Frequenzauflösung maximiert wird (Naylor & Johannesson, 2009; Alexander & Masterson, 2015; Kowalewski et al., 2020), d.h. bei einem positiven SNR. Eine verbesserte Zeitauflösung wird die Verstärkung von Störgeräuschen in Sprechpausen steigern, während eine verbesserte Frequenzauflösung die Verstärkung von Kanälen steigert, die keine Sprachsignale enthalten. Die Wirkung dieser Kompression ist insbesondere in Sprechpausen hörbar, wenn sich die Pegelanalyse dem Grundrauschen annähert und die Verstärkung leiser Hintergrundgeräusche zunimmt.

Bei einem negativen Eingangs-SNR hängt die Wirkung der Kompression von der Geräuschmodulation und dem Nachhall ab (Naylor & Johannesson, 2009; Rhebergen et al., 2009; Reinhard et al., 2017). Wenn das interferierende Signal die gleiche Modulation wie Sprache aufweist, wird das aktive WDRC-System den Ausgangs-SNR verbessern (Abbildung 6, untere Reihe). Eine wirkungsvollere Kompression, die sich auf eine Analyse mit schneller Ausschwingzeit stützt, wäre in der Lage, das mit niedrigem Pegel erfolgende Signal an den Stellen zu erfassen, an denen die modulierte Interferenz absinkt, und so die Hörbarkeit des Zielsignals zu steigern (Moore, 2008). Sollte das interferierende Signal jedoch im Zeitverlauf konstant bleiben (beispielsweise sprachsimulierendes Rauschen, das erheblich lauter als das Zielsignal ist), spricht die Pegelanalyse so an, dass der Ausgangs-SNR dem Eingangs-SNR sehr nah kommt.



**Abbildung 6:** Vergleich der Ausgangssignale eines Hörgeräts mit WDRC (rechts) und linearer Verstärkung (links) in zwei Situationen, bei denen Sprachsignale in geräuschvoller Umgebung vorliegen. Das Sprachsignal wird bei 65 dB SPL (in Rot, bzw. Blau) abgegeben und mit einem konstanten sprachsimulierenden Rauschen bei 55 dB SPL (oben, in Grau) oder einem Stimmengewirr bei 75 dB SPL (unten, in Grau) überlagert. Das WDRC-System steigert bei einem positiven Eingangs-SNR die Verstärkung von Störgeräuschen in Sprechpausen (obere Reihen), verstärkt bei Stimmengewirr aber auch ein Sprachsignal, das mit negativem Eingangs-SNR vorliegt (unten).

WDRC-System mit Analysen, die auf ein geringeres Kompressionsverhältnis, langsamere Ausschwingzeiten oder eine verbesserte Frequenzauflösung zurückgreifen, bieten mehr Komfort in Situationen, in denen Sprache in geräuschvoller Umgebung auftritt.

Konstante Geräuschquellen haben unter Umständen nicht das gleiche Langzeit-Spektrum, wie es Sprache in Alltagssituationen hat. Wenn die Geräuschquelle beispielsweise einen Motor hat (Auto, Staubsauger, Kaffeemaschine, etc.), hängt der Frequenzinhalt von der Drehgeschwindigkeit des Motors und all der akustischen Ankopplung ab, die bestimmte Frequenzen erhöhen oder reduzieren. In dieser Situation sollte die Dynamikkompensation über eine gute Frequenzauflösung verfügen, um laute Störgeräuschkomponenten in der Frequenzdomäne zu isolieren und weniger Verstärkung auf das störende Signal zu legen. WDRC-Systeme mit Analysen, die auf ein geringeres Kompressionsverhältnis, langsamere Ausschwingzeiten oder eine verbesserte Frequenzauflösung zurückgreifen, sorgen in Situationen, in denen Sprachsignale in geräuschvoller Umgebung auftreten, für ein Mehr an Komfort (Souza, 2002; Moore, 2008).

Die Fähigkeit des Arbeitsgedächtnisses ist ein weiterer individueller Faktor, der mit dem Sprachverstehen interagieren kann.

Die komplexen Interaktionen zwischen der Kompressionsstruktur (Frequenz- und Zeitauflösung), der Hörsituation (Geräuschtyp und Eingangs-SNR) und den Bedürfnissen des Nutzers (Hörbarkeit oder Komfort) machen die Interpretation der Beurteilung eines WDRC-Systems zu einer anspruchsvollen Aufgabe. Die Ergebnisse, die sich aus Hörtests mit hörgeschädigten Menschen ableiten ließen, konnten nicht eindeutig Aufschluss darüber geben, welche Verarbeitungsstrategien allgemein von Nutzen sind (Moore, 2008; Alexander & Rallapalli, 2017; Salorio-Corbetto et al., 2020).

Darüber hinaus können auch individuelle Merkmale der Nutzer, wie etwa das Arbeitsgedächtnis, die Abweichungen in den Testergebnissen erklären, die sich bei einem Vergleich der verschiedenen Kompressionsmethoden gezeigt haben.

### Nutzen einer effektiven Kompression unter dem Einfluss menschlicher Faktoren

Das Arbeitsgedächtnis spielt beim Sprachverstehen die folgende Rolle: Wenn die eingehenden Sprachsignale nicht eindeutig einer phonologischen Entsprechung zugeordnet werden können, können semantische Interferenzen oder irrelevante Informationen unterdrückt werden. Hierbei konzentriert sich das Arbeitsgedächtnis auf die Sprachanteile und versucht, den Kontext bestmöglich abzuschätzen, um die in schlechterer Qualität eingehenden Sprachsignale zu decodieren. Diese Art der Informationsverarbeitung nennt man das Arbeitsgedächtnis. Es wird immer dann aktiviert, wenn komplexe Aufgaben anstehen oder Sprachanteile aufgrund einer Hörminderung oder aufgrund von aus der Signalverarbeitung des Hörgeräts entstehenden Verzerrungen geschwächt sind. Wenn Sprachsignale hörbar und nicht verzerrt vorliegen, geht man davon aus, dass das Arbeitsgedächtnis weniger gefordert wird (Rönneberg et al., 2013; Souza et al., 2015b).

Die Fähigkeit des Arbeitsgedächtnisses ist ein weiterer individueller Faktor, der unter Umständen mit der Sprachverständlichkeit interagiert. So haben Nutzer mit einem schlechteren Arbeitsgedächtnis beispielsweise mehr Probleme mit Halleffekten (Reinhart & Souza, 2016) und zusätzlichen Hintergrundgeräuschen (Ohlenforst et al., 2016). Auch wenn das individuelle Arbeitsgedächtnis nicht direkt mit dem Grad der Hörminderung oder dem Alter zusammenhängt, scheint es einige der Abweichungen zu erklären, die beim Vergleich von schnell und langsam arbeitender Dynamikkompression auftreten. Die Ergebnisse legen nahe, dass Kunden mit einem schlechteren Arbeitsgedächtnis eine weniger wirksame Kompression bevorzugen, während Kunden mit einem besseren Arbeitsgedächtnis eher von einer effektiveren

Hybrid Sound Processing™ wurde entwickelt, um die Vorteile zweier Kompressionsstrategien zu vereinen.

Bei Hybrid Sound Processing™ wird das Grundrauschen mit einer niedrigeren Zeitauflösung analysiert, um es bei der Ausgabe so gering wie möglich zu halten.

Kompression profitieren (Arehart, 2013; Ohlenforst et al., 2016; Souza et al., 2019). Eine Hypothese besagt, dass eine höhere Kompression besonders bei leisen Phonemen mit schnelleren Ausschwingzeitkonstanten für eine bessere Hörbarkeit sorgt. Diese zusätzliche Informationsmenge kann die kognitiven Prozesse überlasten – insbesondere dann, wenn das Arbeitsgedächtnis bereits mit Halleffekten und Hintergrundgeräuschen zu kämpfen hat. In diesen schwierigen Situationen vertrauen Kunden mit einem schlechteren Arbeitsgedächtnis eher auf langsame Variationen der Sprachhüllkurve, wie sie von einer Kompression mit einer langsamen Ausschwingzeit geboten werden (Moore, 2008).

Diese Erkenntnisse sollten genutzt werden, wenn es darum geht, die Entwicklung des WDRC-Systems voranzutreiben. So könnte man sich beispielsweise auf eine schnell arbeitende Kompression für Kunden mit einem guten Arbeitsgedächtnis und eine langsam arbeitende Kompression für Kunden mit einem schlechten Arbeitsgedächtnis konzentrieren. Allerdings läuft dieser Ansatz immer auf einen Kompromiss heraus, da eine schnell arbeitende Kompression zu einer schlechteren Klangqualität führen oder eine langsam arbeitende Kompression die Hörbarkeit leiser Signale beeinträchtigen kann. Darüber hinaus lässt sich das Arbeitsgedächtnis in einer klinischen Umgebung schwer bemessen. Und da die Kompressionsstrategie der Hörgeräte nicht über die Anpasssoftware ausgewählt werden kann, muss man für die Kompressionsstruktur andere Strategien entwickeln. Die Idee dabei ist, keine feste Strategie zu wählen, sondern jedem Kunden im Rahmen eines neuen Ansatzes gleichzeitig die Vorteile eines schnellen und eines langsamen WDRC-Systems zugutekommen zu lassen (Rallapalli & Alexander, 2019; Kuk et al., 2019; Kowalewski et al., 2020).

### Hybrid Sound Processing™: eine Lösung für alle Situationen

Hybrid Sound Processing™ wurde entwickelt, um die Vorteile zweier Kompressionsstrategien für das Eingangssignal in einer einzigen Lösung zu vereinen:

- In der Zeitdomäne gewährleistet ein phonemischer Kompressor mit einer schnellen Breitband-Pegelanalyse die Hörbarkeit aller modulierten Signale, wie etwa der Sprache.
- In der Frequenzdomäne werden Signale mit einer geringeren Modulation, wie Hintergrundgeräusche, mit 24 langsamen Pegelanalysen ausgewertet, um eine bessere Klangqualität zu bieten.

Es werden, basierend auf der Modulation der Hüllkurve des eingehenden Signals, parallel Analysen in der Zeit- und in der Frequenzdomäne durchgeführt (Abbildung 7). Die Modulation

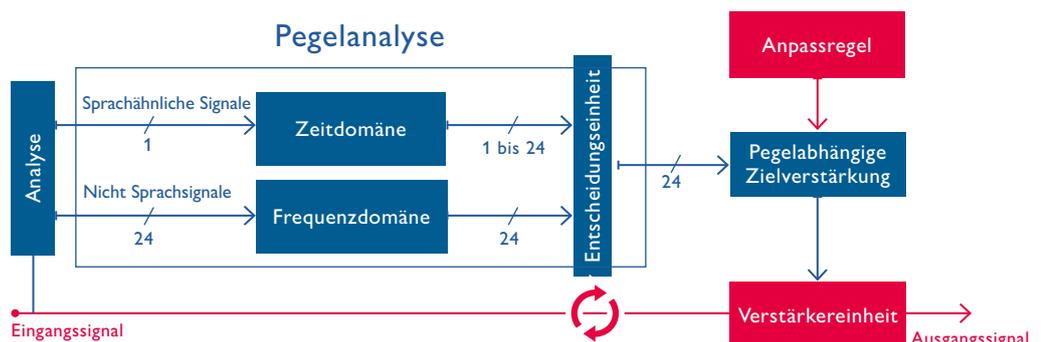
der Hüllkurve des Signals korreliert sehr stark mit der Menge an Informationen, die in der Zeitdomäne verfügbar sind. Leise und laute Teile schnell variierender Signale, wie verschiedener Phoneme und natürlicher Klänge (z. B. Vogelgezwitscher), werden unabhängig voneinander analysiert. Diese Pegelanalyse mit hoher Auflösung in der Zeitdomäne gewährleistet Hörbarkeit für leise Klänge und Komfort bei plötzlichen lauten Klängen.

Darüber hinaus verhindert die Breitbandanalyse die spektrale Verschmierung bei der Verstärkung von Vokalen. Konstante oder im Zeitverlauf langsam variierende Signale mit Informationen in der Frequenzdomäne werden 24 Analysen unterzogen und unterliegen in der Zeitdomäne einer geringeren Auflösung. Dieser Ansatz erhält die zeitliche Hüllkurve an der Ausgabe des Hörgeräts, wann immer sich der Pegel eines Signals langsam verändert.

Die Entscheidungseinheit wird die Informationen aus der Zeitdomäne und jene aus der Frequenzdomäne miteinander verschmelzen. Die analysierten Pegel der Zeitdomäne sind auf 24 Kanäle aufgeteilt und entsprechen so der Ausgabe der Pegelanalyse in der Frequenzdomäne und der jener Funktionen, die aus dem Pegel die Verstärkung berechnen. Wenn die Hüllkurve des eingehenden Signals mit der Geschwindigkeit der Phoneme zu variieren beginnt, werden die analysierten Pegel anhand der Informationen angepasst, die eine Analyse mit höherer Auflösung in der Zeitdomäne erbringt.

Die Pegelanalyse ist mit einer schnellen Breitbandanalyse für klare Sprachsignale und mit langsamer Mehrkanalanalyse für Störgeräusche optimiert. Aber bei Situationen, in denen sich Sprachsignale mit lauten Hintergrundgeräuschen mischen, ist die Sachlage komplexer.

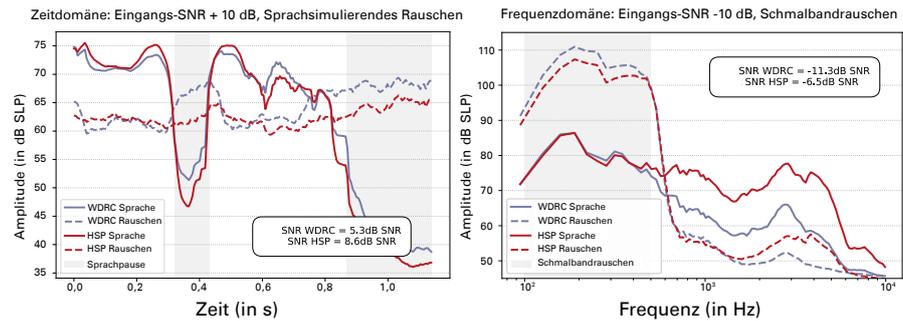
Hybrid Sound Processing™ sorgt für eine Senkung des Störgeräuschpegels und eine Steigerung des Sprachpegels – insbesondere in dem Frequenzbereich, in dem weniger Störgeräusche vorhanden sind.



**Abbildung 7:** Blockdiagramm zu Hybrid Sound Processing™. 24 langsam arbeitende Analysefunktionen in der Frequenzdomäne gewährleisten die akkurate Verstärkung von konstanten Klängen, während eine schnell arbeitende Analysefunktion in der Zeitdomäne die nötige Hörbarkeit für die leisesten Teile sprachähnlicher Signale schafft. Die Information wird in der Entscheidungseinheit zusammengefügt, die den finalen Analysepegel definiert. Dieser Pegel wird mit der programmierten Verstärkung aus der Anpassregel und den spezifischen Einstellungen des Trägers an die Verstärkereinheit weitergegeben.

Bei einem positiven Eingangs-SNR und einer Analyse in der Zeitdomäne würde ein herkömmliches WDRC-System das Grundrauschen erhöhen, das in den natürlichen Sprechpausen immer vorhanden ist. Dieser „Sprechpauseneffekt“ verschlechtert den Ausgangs-SNR und kann als pumpendes Hörgerät wahrgenommen werden (Dillon, 2012, S. 182). Hybrid Sound Processing™ analysiert das Grundrauschen mit einer niedrigeren Zeitauflösung, um die Ausgabe zu niedrig wie möglich zu halten, während der Sprachpegel mit einer höheren Zeitauflösung analysiert wird, um zu gewährleisten, dass leisere Phoneme hörbar bleiben. Dieser Effekt ist messbar und in Abbildung 8 dargestellt (Abbildung auf der linken Seite). Bei Sprachsignalen, die mit einem konstanten Rauschen von +10 dB SNR eingehen, verbessert Hybrid Sound Processing™ den Ausgangs-SNR im Vergleich zu anderen WDRC-Systemen um 3,3 dB, ohne die Hörbarkeit von leiser Sprache zu beeinträchtigen. Nur die Störgeräusche, die in den Sprechpausen auftreten, werden reduziert.

Bei Sprachsignalen in Kombination mit lautem Breitbandrauschen ist eine Pegelanalyse mit guter Frequenzauflösung in der Lage, die Geräuschquelle zu isolieren und deren Verstärkung zu drosseln. Eine Verstärkung des Sprachsignals in den verbleibenden Frequenzbereichen wäre jedoch möglicherweise nicht ausreichend für die leiseren Phoneme. Und eine schnelle Breitband-Pegelanalyse reagiert nur auf die lauterer statischen Geräusche, was dazu führt, dass die Verstärkung über die gesamte Bandbreite hinweg reduziert wird. Hybrid Sound Processing™ kombiniert die Informationen aus der Frequenzdomäne, wie etwa die Lokalisierung des Klangs, und legt gleichzeitig eine phonemische Verstärkung auf das Sprachsignal an, die durch das Störgeräusch nicht beeinträchtigt wird. Dieser Effekt ist ebenfalls messbar und in Abbildung 8 dargestellt (Abbildung auf der rechten Seite). Bei dieser Messung liegt das Störgeräusch zwischen 100 und 500 Hz und ist 10 dB lauter als das Sprachsignal. Am Ausgang des Hörgeräts sorgt Hybrid Sound Processing™ für eine Senkung des Störgeräuschpegels und eine Steigerung des Sprachpegels, insbesondere in dem Frequenzbereich, in dem weniger Störgeräusche vorhanden sind. Das verbessert den Ausgangs-SNR um 4,8 dB und schafft eine bessere Hörbarkeit für das Sprachsignal.



**Abbildung 8:** Vergleich des Verhaltens von schnell arbeitenden WDRC-Systemen (blau) und Hybrid Sound Processing™ (rot) bei Sprache in konstantem Störgeräusch mit +10 dB SNR am Eingang (links) und für Sprache in Schmalbandrauschen mit -10 dB SNR am Eingang (rechts). Das Rauschen ist im schattierten Bereich hervorgehoben. Sprach- und Rauschsignale werden mit der Inversionstechnik extrahiert (Hagermann & Olofsson, 2004).

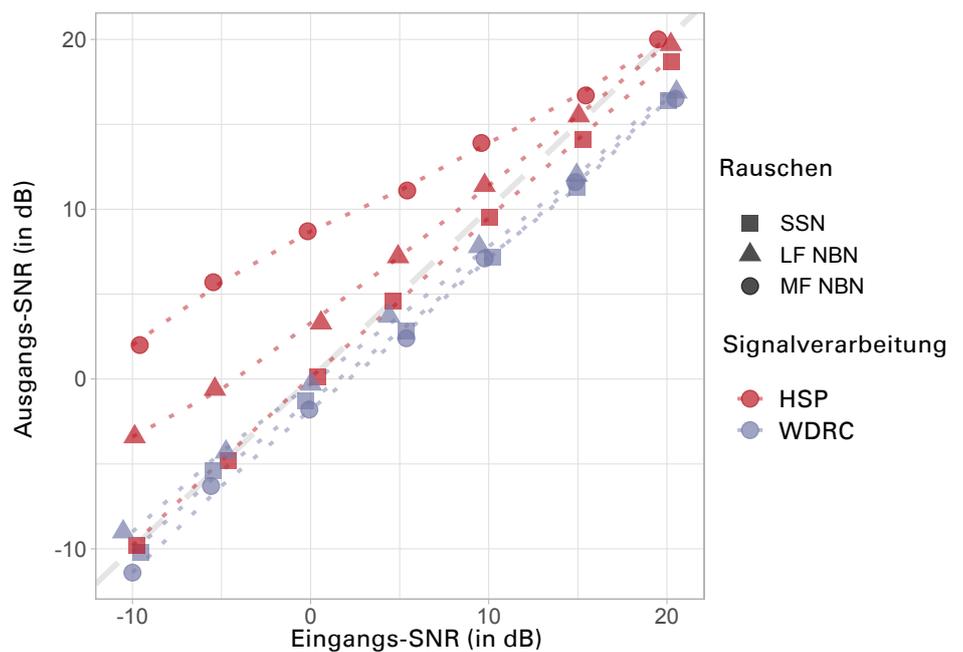
Die Unterschiede in der Verarbeitung, wie sie in Abbildung 8 dargestellt sind, werden verwendet, um das Verhalten der verschiedenen Dynamikkompressionen zu illustrieren. Sprache und Rauschen, die simultan am Ausgang des Hörgeräts gemessen werden, werden mit Hilfe der von Hagermann & Olofsson (2004) vorgeschlagenen Inversionstechnik getrennt. Diese objektive Messung ermöglicht die Wiederholung des Tests mit verschiedenen Störgeräuschen bei unterschiedlichen Signal-Rausch-Verhältnissen, sodass man die potentiellen Unterschiede zwischen den getesteten Verarbeitungsstrategien ganzheitlich erfassen kann (Naylor & Johannesson, 2009; Rhebergen et al., 2017; Miller et al., 2017; Lesimple & Sans, 2018).

Das Prinzip der Inversionstechnik besteht darin, dass man zwei aufeinander folgende Aufzeichnungen jener ausgewählten Signale vornimmt, die man trennen möchte. Auch wenn die Signale simultan abgegeben werden, kann der Pegel jedes einzelnen so angepasst werden, dass er ein definiertes Spektrum an Eingangs-SNR abdeckt. Die erste Aufzeichnung enthält beide Originalsignale, die zweite das umgekehrte Sprachsignal. In einer Nachbearbeitungsphase werden die Aufzeichnungen kombiniert, um jedes einzelne interessante Signal zu isolieren. Der Analysepegel der extrahierten Sprache und des extrahierten Rauschens kann dann letztendlich dazu verwendet werden, den Ausgangs-SNR des Hörgeräts zu bestimmen.

Das International Speech Test Signal (ISTS) (Holube et al., 2010) wurde mit 65 dB SPL ausgegeben, um das WDRC-System für leise und laute Phoneme zu aktivieren. Es wurden drei Arten von Klängen ausgewählt, die verschiedene Hörsituationen repräsentieren sollten: ein sprachgeformtes Signal mit dem gleichen langfristigen Durchschnittsspektrum wie das Sprachsignal, ein niederfrequentes Schmalbandrauschen mit 100 bis 500 Hz

(LF NBN) und ein Schmalbandrauschen mit mittlerer Frequenz zwischen 1 und 2 kHz (MF NBN). Der Eingangs-SNR wurde so definiert, dass es in 5-dB-Schritten ein Testspektrum von -10 bis +20 dB SNR abdeckt. Beide Signale wurden von vorne in einer schalldichten Messbox an das Testhörgerät abgegeben, das an einem Ohrsimulator saß (IEC 711).

Die Hörgeräte waren so angepasst, dass eine gleichmäßige Insertion Gain von 250 bis 4.000 Hz und 10 dB für ein eingehendes Sprachsignal von 65 dB angelegt wurde. Das Kompressionsverhältnis war über die gesamte Bandbreite hinweg auf 2:1 eingestellt und die effektive Verstärkung für ein sauberes Sprachsignal wurde durch eine Messboxmessung mit einem ISTS-Signal verifiziert. Weitere adaptive Funktionen (wie etwa die Störgeräuschunterdrückung, Direktionalität, Rückkopplungsunterdrückung) waren während der Aufzeichnungen deaktiviert. Anschließend wurden die Ausgangs-SNR Werte berechnet, die bei Hybrid Sound Processing™ und einem schnell arbeitenden WDRC-System auftraten (Abbildung 9).



**Abbildung 9:** Die erreichten Ausgangs-SNR Werte bei einem Einsatz von Hybrid Sound Processing™ (rot) und einem schnell arbeitenden WDRC-System (blau) mit verschiedenen Geräuschtönen (siehe Legende der Formen) als Funktion des Eingangs-SNR.

Hybrid Sound Processing™ sorgt für die Hörbarkeit leiser Phoneme, verbessert den Ausgangs-SNR für alle konstanten Klänge, bewahrt den Kontrast zwischen der Sprachhüllkurve und dem Rauschen und verhindert spektrale Verschmierungen, wodurch ein saubereres Sprachsignal entsteht.

Die Messung des Ausgangs-SNR zeigt den erwarteten SNR-Verlust einer Dynamikkompression, insbesondere bei positiven Eingangs-SNR Werten. Dieser SNR-Verlust kann bei allen für diese Messungen verwendeten Rauschsignalen und dem schnell arbeitenden WDRC-System beobachtet werden. Hybrid Sound Processing™ reduziert den Verlust bei sprachähnlichem Rauschen und LF NBN-Situationen und sorgt sogar bei MF NBN über das gesamte Spektrum des Eingangs-SNR hinweg für ein besseres Ausgangs-SNR Ergebnis. Es gibt keine Unterschiede für die SSN-Bedingung bei negativen Eingangs-SNRs, da die Analyse durch das stetige Rauschsignal beeinflusst wird. Allerdings zeigt sich die Wirkung von Hybrid Sound Processing™ klar bei einem Eingangs-SNR von -10 dB mit Schmalbandrauschen: + 5,2 dB SNR bei LF NBN und + 13,0 dB SNR bei MF NBN.

Die Auswertung dieser Ergebnisse muss nuanciert erfolgen, da die Wirkung des WDRC-Systems bei realen Anpassungen um den Direktschall reduziert wird, der bei einer offenen Anpassung auf natürlichem Wege in den Gehörgang eindringt. Auch die Störgeräuschunterdrückung oder die Direktionalität und individuelle Einstellungen der Anpassung, wie Kompressionsverhältnis und frequenzspezifische Verstärkung, spielen eine Rolle (Lesimple & Sans, 2018). Dennoch sorgt Hybrid Sound Processing™ für die Hörbarkeit leiser Phoneme, verbessert den Ausgangs-SNR für alle konstanten Klänge, bewahrt den Kontrast zwischen der Sprachhüllkurve und dem Rauschen und verhindert eine spektrale Verschmierung, wodurch ein saubereres Sprachsignal entsteht. Diese Lösung wurde entwickelt, um aus einem schnell arbeitenden Breitband-Pegelanalysesystem in Kombination mit einem langsam arbeitenden Mehrkanal-Kompressionssystem in vielen Hörsituationen das Beste für den Höreräteträger herauszuholen.

## Literaturhinweise

- Alexander, J. M., & Masterson, K. (2015). Effects of WDRC release time and number of channels on output SNR and speech recognition. *Ear and Hearing, 36*(2), e35–e49. <https://doi.org/10.1097/AUD.0000000000000115>
- Alexander, J. M., & Rallapalli, V. (2017). Acoustic and perceptual effects of amplitude and frequency compression on high-frequency speech. *The Journal of the Acoustical Society of America, 142*(2), 908–923. <https://doi.org/10.1121/1.4997938>
- ANSI (2014). ANSI S3.22-2014, *Specification of Hearing aid Characteristics* (American National Standards Institute, New York).
- Arehart, K. H., Souza, P., Baca, R., & Kates, J. M. (2013). Working Memory, Age, and Hearing Loss. *Ear and Hearing, 34*(3), 251–260. <https://doi.org/10.1097/aud.0b013e318271aa5e>
- Bor, S., Souza, P., & Wright, R. (2008). Multichannel Compression: Effects of Reduced Spectral Contrast on Vowel Identification. *Journal of Speech, Language, and Hearing Research, 51*(5), 1315–1327. [https://doi.org/10.1044/1092-4388\(2008/07-0009\)](https://doi.org/10.1044/1092-4388(2008/07-0009))
- Davies-Venn, E., Souza, P., Brennan, M., & Stecker, G. C. (2009). Effects of audibility and multichannel wide dynamic range compression on consonant recognition for listeners with severe hearing loss. *Ear and Hearing, 30*(5), 494–504. <https://doi.org/10.1097/AUD.0b013e3181aec5bc>
- Dillon, H. (2012). *Hearing aids*. Sydney: New York : Boomerang Press ; Thieme
- Hagerman, B. & Olofsson, A. (2004). A method to measure the effect of noise reduction algorithms using simultaneous speech and noise. *Acta Acustica 90*:356–361.
- Holube, I., Fredelake, S., Vlaming, M., & Kollmeier, B. (2010). Development and analysis of an International Speech Test Signal (ISTS). *International Journal of Audiology, 49*(12), 891–903. <https://doi.org/10.3109/14992027.2010.506889>
- Holube, I., Hamacher, V., & Killion, M. (2016). Multi-channel compression: Concepts and (early by timeless) results. *Hearing Review. 2016*;23(2):20-26.
- Jenstad, L. M., & Souza, P. E. (2005). Quantifying the Effect of Compression Hearing Aid Release Time on Speech Acoustics and Intelligibility. *Journal of Speech, Language, and Hearing Research, 48*(3), 651–667. [https://doi.org/10.1044/1092-4388\(2005/045\)](https://doi.org/10.1044/1092-4388(2005/045))

- Kowalewski, B., Zaar, J., Fereczkowski, M., MacDonald, E. N., Strelcyk, O., May, T., & Dau, T. (2018). Effects of Slow- and Fast-Acting Compression on Hearing-Impaired Listeners' Consonant-Vowel Identification in Interrupted Noise. *Trends in Hearing, 22*, 2331216518800870. <https://doi.org/10.1177/2331216518800870>
- Kowalewski, B., Dau, T., & May, T. (2020). Perceptual Evaluation of Signal-to-Noise-Ratio-Aware Dynamic Range Compression in Hearing Aids. *Trends in Hearing, 24*, 233121652093053. <https://doi.org/10.1177/2331216520930531>
- Kuk, F., Slugocki, C., Korhonen, P., Seper, E., & Hau, O. (2019). Evaluation of the Efficacy of a Dual Variable Speed Compressor over a Single Fixed Speed Compressor. *Journal of the American Academy of Audiology, 30*(7), 590–606. <https://doi.org/10.3766/jaaa.17127>
- Lesimple, C., & Sans, M. (2018). The effects of SNR driven amplitude compression in hearing aids on output SNR and signal envelope distortion. *Papier vorgestellt beim SPIN-Workshop, Glasgow, UK*. Abgerufen am 10. September 2020: <https://spin2018.eu/?p=program&id=45>
- Miller, C. W., Bentler, R. A., Wu, Y.-H., Lewis, J., & Tremblay, K. (2017). Output signal-to-noise ratio and speech perception in noise: effects of algorithm. *International Journal of Audiology, 56*(8), 568–579. <https://doi.org/10.1080/14992027.2017.1305128>
- Moore, B. C. J. (2008). The Choice of Compression Speed in Hearing Aids: Theoretical and Practical Considerations and the Role of Individual Differences. *Trends in Amplification, 12*(2), 103–112. <https://doi.org/10.1177/1084713808317819>
- Naylor, G., & Johannesson, R. B. (2009). Long-term signal-to-noise ratio at the input and output of amplitude-compression systems. *Journal of the American Academy of Audiology, 20*(3), 161–171. <https://doi.org/10.3766/jaaa.20.3.2>
- Ohlenforst, B., Souza, P. E., & MacDonald, E. N. (2016). Exploring the Relationship Between Working Memory, Compressor Speed, and Background Noise Characteristics. *Ear and Hearing, 37*(2), 137–143. <https://doi.org/10.1097/aud.0000000000000240>
- Rallapalli, V. H., & Alexander, J. M. (2019). Effects of noise and reverberation on speech recognition with variants of a multichannel adaptive dynamic range compression scheme. *International Journal of Audiology, 58*(10), 661–669. <https://doi.org/10.1080/14992027.2019.1617902>
- Reinhart, P. N., & Souza, P. E. (2016). Intelligibility and Clarity of Reverberant Speech: Effects of Wide Dynamic Range Compression Release Time and Working Memory. *Journal of Speech, Language, and Hearing Research, 59*(6), 1543–1554. [https://doi.org/10.1044/2016\\_jslhr-h-15-0371](https://doi.org/10.1044/2016_jslhr-h-15-0371)

- Reinhart, P., Zahorik, P., & Souza, P. E. (2017). Effects of reverberation, background talker number, and compression release time on signal-to-noise ratio. *The Journal of the Acoustical Society of America*, *142*(1), EL130–EL135. <https://doi.org/10.1121/1.4994683>
- Rhebergen, K. S., Versfeld, N. J., & Dreschler, Wouter. A. (2009). The dynamic range of speech, compression, and its effect on the speech reception threshold in stationary and interrupted noise. *The Journal of the Acoustical Society of America*, *126*(6), 3236–3245. <https://doi.org/10.1121/1.3257225>
- Rhebergen, K. S., Maalderink, T. H., & Dreschler, W. A. (2017). Characterizing Speech Intelligibility in Noise After Wide Dynamic Range Compression. *Ear and Hearing*, *38*(2), 194–204. <https://doi.org/10.1097/aud.0000000000000369>
- Rönnberg, J., Lunner, T., Zekveld, A., Sorqvist, P., Danielsson, H., Lyxell, B., et al. (2013). The ease of language understanding (ELU) model: theoretical, empirical, and clinical advances. *Front. Syst. Neurosci.* *7*:31. <https://doi.org/10.3389/fnsys.2013.00031>
- Rosen S. (1992). Temporal information in speech: acoustic, auditory and linguistic aspects. *Philosophical transactions of the Royal Society of London. Series B, Biological sciences*, *336*(1278), 367–373. <https://doi.org/10.1098/rstb.1992.0070>
- Salorio-Corbetto, M., Baer, T., Stone, M. A., & Moore, B. (2020). Effect of the number of amplitude-compression channels and compression speed on speech recognition by listeners with mild to moderate sensorineural hearing loss. *The Journal of the Acoustical Society of America*, *147*(3), 1344. <https://doi.org/10.1121/10.0000804>
- Souza, P. E. (2002). Effects of Compression on Speech Acoustics, Intelligibility, and Sound Quality. *Trends in Amplification*, *6*(4), 131–165. <https://doi.org/10.1177/108471380200600402>
- Souza, P., Wright, R., & Bor, S. (2012). Consequences of Broad Auditory Filters for Identification of Multichannel-Compressed Vowels. *Journal of Speech, Language, and Hearing Research*, *55*(2), 474–486. [https://doi.org/10.1044/1092-4388\(2011/10-0238\)](https://doi.org/10.1044/1092-4388(2011/10-0238))
- Souza, P. E., Wright, R. A., Blackburn, M. C., Tatman, R., & Gallun, F. J. (2015a). Individual Sensitivity to Spectral and Temporal Cues in Listeners With Hearing Impairment. *Journal of Speech, Language, and Hearing Research*, *58*(2), 520–534. [https://doi.org/10.1044/2015\\_jslhr-h-14-0138](https://doi.org/10.1044/2015_jslhr-h-14-0138)
- Souza, P., Arehart, K., & Neher, T. (2015b). Working Memory and Hearing Aid Processing: Literature Findings, Future Directions, and Clinical Applications. *Frontiers in Psychology*, *6*. <https://doi.org/10.3389/fpsyg.2015.01894>

Souza, P., Wright, R., Gallun, F., & Reinhart, P. (2018). Reliability and Repeatability of the Speech Cue Profile. *Journal of Speech, Language, and Hearing Research*, 61(8), 2126–2137.  
[https://doi.org/10.1044/2018\\_jslhr-h-17-0341](https://doi.org/10.1044/2018_jslhr-h-17-0341)

Souza, P., Arehart, K., Schoof, T., Anderson, M., Strori, D., & Balmert, L. (2019). Understanding Variability in Individual Response to Hearing Aid Signal Processing in Wearable Hearing Aids. *Ear and Hearing*, 40(6), 1280-1292.  
<https://doi.org/10.1097/aud.0000000000000717>

**Hauptsitz**

**Schweiz**

Bernafon AG  
Morgenstrasse 131  
3018 Bern  
Telefon +41 31 998 15 15  
[info@bernafon.com](mailto:info@bernafon.com)  
[www.bernafon.com](http://www.bernafon.com)